



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Grado

CARACTERIZACIÓN DE LA REPOLARIZACIÓN VENTRICULAR DURANTE PRUEBA DE ESFUERZO EN DEPORTISTAS

Autor

Adrián Lahuerta Lavieja

Directoras

**Esther Pueyo Paules
Raquel Bailón Luesma**

**Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Diciembre 2014**

Caracterización de la repolarización ventricular durante prueba de esfuerzo en deportistas

RESUMEN

La práctica deportiva de gran intensidad induce una serie de adaptaciones morfológicas y funcionales en el sistema cardiovascular. Se desconoce por el momento si dichas adaptaciones tienen relación con el hecho de que la Muerte Súbita Cardíaca (SCD, del inglés “Sudden Cardiac Death”) tenga un factor de incidencia de 2 a 4 veces mayor en deportistas profesionales frente a personas de la misma edad que no practican deporte de forma competitiva, con la repercusión social que ello conlleva.

Nuestra hipótesis de partida es que la práctica deportiva produce una serie de cambios electrofisiológicos que pueden observarse a partir del estudio de la repolarización ventricular, esto es, del periodo en que las células de los ventrículos vuelven a su estado de reposo tras su periodo de excitación en cada latido cardíaco. En nuestro trabajo nos centraremos en caracterizar la adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios del ritmo cardíaco mediante el análisis de la señal electrocardiográfica.

Para ello, se ha analizado una base de datos disponible en el contexto de la colaboración entre la Universidad de Zaragoza y la Universidad de Niza - Sophia Antipolis que contiene registros electrocardiográficos de 23 sujetos sanos cuyo nivel de forma varía desde deportistas de alto nivel hasta personas sedentarias, sometidos a una prueba de esfuerzo.

La medición de la repolarización ventricular se ha llevado a cabo desde dos enfoques metodológicos distintos. En primer lugar se utilizó una técnica clásica de delineación que aprovecha las características temporales y frecuenciales del ECG y, a partir de las marcas obtenidas de la delineación, se calculó el intervalo RT, representativo de la duración global de la repolarización. En segundo lugar se utilizó una técnica basada en criterios morfológicos para modelar el electrocardiograma mediante funciones gaussianas. Para la modelización mediante esta técnica se implementó un algoritmo variable en función del ritmo cardíaco con el que se definió el segundo índice de repolarización estudiado en este proyecto, denotado por T_{sr} .

A partir de la medición de dichos índices se calculó una regresión elíptica con la que se caracterizó la relación entre la evolución temporal de estos índices y la del ritmo cardíaco. A partir de las elipses características de cada sujeto, se cuantificaron sus áreas, ejes mayores y ejes menores, sobre los que se realizaron distintos test estadísticos. Los resultados obtenidos en el proyecto, indican que el eje menor medido sobre el intervalo RT es significativamente mayor en sujetos con alto nivel de entrenamiento físico frente a sujetos con bajo nivel de entrenamiento.

Como conclusión de este proyecto, puede establecerse que la práctica deportiva induce una serie de cambios en la repolarización ventricular y su relación con el ritmo cardíaco. Dichos cambios podrían guardar relación con el mayor factor de riesgo de muerte súbita cardíaca en sujetos que realizan una actividad física intensa.

Índice general

| | |
|---|------------|
| Índice general | III |
| Lista de Figuras | V |
| Lista de Tablas | XI |
| 1. Introducción | 3 |
| 1.1. Contexto y Motivación | 3 |
| 1.2. Actividad eléctrica del corazón | 4 |
| 1.3. El electrocardiograma (ECG) | 5 |
| 1.4. El corazón y el deporte. | 8 |
| 1.5. Objetivos | 9 |
| 1.6. Estructura de la memoria | 9 |
| 2. Materiales | 11 |
| 2.1. Población de estudio | 11 |
| 2.2. Prueba de esfuerzo | 12 |
| 3. Métodos | 13 |
| 3.1. Detección | 13 |
| 3.2. Preprocesado del electrocardiograma | 13 |
| 3.3. Delineación | 15 |
| 3.4. Elección de la derivación óptima | 17 |
| 3.5. Representación de la onda T mediante un método paramétrico | 18 |
| 3.5.1. Delimitación de onda T | 19 |
| 3.5.2. Gaussian mesa function (GMF) | 20 |
| 3.6. Índices de repolarización ventricular | 22 |
| 3.7. Regresión no lineal de la relación ritmo cardiaco/repolarización ventricular | 23 |
| 3.8. Análisis estadístico | 23 |
| 4. Resultados | 25 |
| 4.1. Evolución temporal de los índices de repolarización ventricular | 25 |
| 4.1.1. Deportistas con alto nivel de entrenamiento | 26 |
| 4.1.2. Deportistas con bajo nivel de entrenamiento | 27 |
| 4.2. Regresión no lineal | 28 |
| 4.3. Análisis estadístico | 29 |

| | |
|---|-----------|
| 5. Discusión | 33 |
| 5.1. Discusión metodológica | 33 |
| 5.2. Discusión de los resultados en el estado del arte | 34 |
| 6. Conclusiones y líneas futuras | 37 |
| 6.1. Conclusiones | 37 |
| 6.2. Líneas futuras | 38 |
| Bibliografía | 39 |
| Anexos | 41 |
| A. Caracterización de la adaptación de la repolarización en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco | 43 |
| A.1. Deportistas de alto nivel de entrenamiento | 44 |
| A.2. Deportistas de bajo nivel de entrenamiento | 56 |
| B. Caracterización de datos mediante regresión no lineal | 67 |
| B.1. Deportistas de alto nivel de entrenamiento | 70 |
| B.2. Deportistas de bajo nivel de entrenamiento | 76 |

Lista de Figuras

| | | |
|------|--|----|
| 1.1. | Morfología del corazón humano. | 4 |
| 1.2. | Morfología de los diferentes potenciales de acción y su ECG resultante. | 5 |
| 1.3. | Intervalos característicos de la señal electocardiográfica. | 7 |
| 1.4. | Derivaciones bipolares y unipolares aumentadas (a) y precordiales (b) | 8 |
| 2.1. | Sujeto realizando una prueba de esfuerzo. | 12 |
| 3.1. | Fragmento de señal ECG que muestra el punto isoelectrico clásico, que claramente ha se encuentra dentro de la onda P (rojo), y su correspondiente corregido en función del ritmo cardiaco (verde). | 14 |
| 3.2. | Ejemplo práctico de ECG afectado por ruido e interferencias de distinta índole y su correspondiente preprocesado (rojo). | 15 |
| 3.3. | (a) Medida de amplitud y (b) zona en la que se computa el ruido en sentido cuadrático medio. | 17 |
| 3.4. | Zona del comienzo de la prueba en la que la onda T y la onda P están bastante separadas (izquierda) frente a la zona de esfuerzo que las ondas están muy próximas (derecha). | 18 |
| 3.5. | Polinomio cuadrático (azul) que trata de describir la evolución de las constantes elegidas (rojo) en función del ritmo cardiaco. | 20 |
| 3.6. | Definición de GMF. | 20 |
| 3.7. | Definición de BGF modificada. | 21 |
| 3.8. | Ejemplo de elipse calculada sobre los índices de repolarización. | 23 |
| 4.1. | Delimitación temporal de las fases de la prueba de esfuerzo: reposo, esfuerzo y recuperación. | 25 |
| 4.2. | Sujeto 6, deportista de alto nivel de entrenamiento. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y del índice de repolarización RT (rojo y verde) frente al tiempo. (b) Adaptación del índice de repolarización ventricular RT (rojo y verde) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. (c) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (d) Adaptación del índice de repolarización ventricular T_{sr} (morado y amarillo) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. | 27 |

| | |
|--|----|
| 4.3. Sujeto 22, deportista de bajo nivel de entrenamiento. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y del índice de repolarización RT (rojo y verde) frente al tiempo. (b) Adaptación del índice de repolarización ventricular RT (rojo y verde) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. (c) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (d) Adaptación del índice de repolarización ventricular T_{sr} (morado y amarillo) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. | 28 |
| 4.4. Sujeto 6, deportista de alto nivel de entrenamiento. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 29 |
| 4.5. Sujeto 22, deportista de bajo nivel de entrenamiento. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 30 |
| 4.6. Diagrama de caja de los parámetros de la elipse calculados sobre el índice de repolarización RT para las dos poblaciones de sujetos: (a) área, (b) eje mayor y (c) eje menor. | 30 |
| 4.7. Diagrama de caja de los parámetros de la elipse calculados sobre el índice de repolarización T_{sr} para las dos poblaciones de sujetos: (a) área, (b) eje mayor y (c) eje menor. | 31 |
| A.1. Sujeto 1. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 44 |
| A.2. Sujeto 3. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 45 |
| A.3. Sujeto 6. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 46 |
| A.4. Sujeto 7. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 47 |
| A.5. Sujeto 9. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 48 |
| A.6. Sujeto 11. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 49 |

| | |
|---|----|
| A.7. Sujeto 12. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 50 |
| A.8. Sujeto 13. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 51 |
| A.9. Sujeto 14. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 52 |
| A.10. Sujeto 17. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 53 |
| A.11. Sujeto 18. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 54 |
| A.12. Sujeto 19. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 55 |
| A.13. Sujeto 2. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 56 |
| A.14. Sujeto 4. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 57 |
| A.15. Sujeto 5. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 58 |
| A.16. Sujeto 8. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 59 |
| A.17. Sujeto 10. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 60 |

| | |
|---|----|
| A.18. Sujeto 15. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 61 |
| A.19. Sujeto 16. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 62 |
| A.20. Sujeto 20. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 63 |
| A.21. Sujeto 21. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 64 |
| A.22. Sujeto 22. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 65 |
| A.23. Sujeto 23. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo). | 66 |
| B.1. Sujeto 1. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 70 |
| B.2. Sujeto 3. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 70 |
| B.3. Sujeto 6. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 71 |
| B.4. Sujeto 7. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 71 |
| B.5. Sujeto 9. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 72 |
| B.6. Sujeto 11. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 72 |
| B.7. Sujeto 12. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 73 |
| B.8. Sujeto 13. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 73 |
| B.9. Sujeto 13. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 74 |
| B.10. Sujeto 17. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 74 |
| B.11. Sujeto 18. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 75 |

| | |
|---|----|
| B.12.Sujeto 19. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 75 |
| B.13.Sujeto 2. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 76 |
| B.14.Sujeto 4. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 76 |
| B.15.Sujeto 5. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 77 |
| B.16.Sujeto 8. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 77 |
| B.17.Sujeto 10. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 78 |
| B.18.Sujeto 15. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 78 |
| B.19.Sujeto 16. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 79 |
| B.20.Sujeto 20. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 79 |
| B.21.Sujeto 21. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 80 |
| B.22.Sujeto 22. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 80 |
| B.23.Sujeto 23. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b). | 81 |

Lista de Tablas

| | |
|---|----|
| 2.1. Características de la población de estudio | 11 |
| 4.1. Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización RT. | 30 |
| 4.2. Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización T_{sr} | 31 |
| B.1. Resultados numéricos por sujeto del análisis de regresión elíptica para el índice de repolarización RT. | 68 |
| B.2. Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización RT. | 68 |
| B.3. Resultados numéricos por sujeto del análisis de regresión elíptica para el índice de repolarización T_{sr} | 69 |
| B.4. Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización T_{sr} | 69 |

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto y Motivación

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de defunción en todo el mundo [1]. Una de ellas es la Muerte Súbita Cardíaca (SCD, del inglés “Sudden Cardiac Death”), que es la muerte producida por un fallo inesperado de la capacidad del corazón [2].

Aunque de baja incidencia, este tipo de trastorno se produce en ocasiones en deportistas profesionales; con la repercusión social que ello conlleva. Este tipo de casos sucede en un factor de 2 a 4 veces mayor que en personas de la misma edad que no practican deporte de forma competitiva [3]. Los motivos de esta mayor incidencia no se han esclarecido por el momento.

El reconocimiento médico previo a la práctica deportiva ha sido motivo de debate y controversia por la necesidad de que las federaciones deportivas destinen recursos para el desarrollo de medidas preventivas que permitan identificar a individuos de riesgo. La técnica médica más empleada para registrar el funcionamiento del corazón de un atleta es el electrocardiograma, que explicaremos más adelante. En las últimas décadas, el procesado de registros electrocardiográficos ha demostrado ampliamente su utilidad para la detección de arritmias y el diagnóstico clínico en un gran número de patologías cardíacas [4]. De ahí que consideremos su utilización en este trabajo.

En esta dirección, sería conveniente estudiar la evolución de la actividad cardíaca durante una prueba física en deportistas y en personas sedentarias con el objetivo de caracterizar el funcionamiento del corazón de unos y otros. De esta forma, se podría plantear la utilidad de dichos resultados para evaluar factores de riesgo de muerte súbita en función del nivel de entrenamiento.

En este proyecto, se analizará una base de datos disponible en el contexto de colaboración con la Universidad de Niza - Sophia Antipolis, la cual contiene registros electrocardiográficos de sujetos con distintos niveles de entrenamiento sometidos a prueba de esfuerzo. Posteriormente se darán más detalles acerca de su composición y del protocolo llevado a cabo para su obtención.

La mencionada colaboración se enmarca en el contexto de las líneas de investigación del grupo *BSICoS* (*Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation*) perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) así como al CIBER-BBN (Centro de

Investigación Biomédica en Red - Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina).

1.2. Actividad eléctrica del corazón

El corazón tiene cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos, que se distinguen entre sí en función de su posición: izquierda y derecha, como se observa en la figura 1.1. En primer lugar, la aurícula derecha recibe la sangre procedente de las venas, cargada de dióxido de carbono, y la envía al ventrículo derecho que la bombea a los pulmones. Allí la sangre se oxigena y después pasa a la aurícula izquierda. De aquí se deriva al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye a todo el cuerpo. Una vez los distintos órganos y músculos han tomado el oxígeno de la sangre, ésta regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo cardíaco (latido).

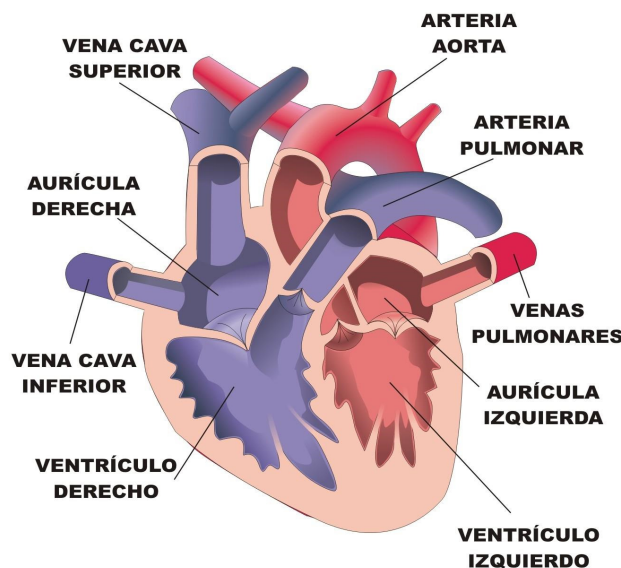


FOTO: ITE

Figura 1.1: Morfología del corazón humano.

Para que la contracción cíclica del corazón se realice de forma sincrónica y ordenada, existe un sistema de estimulación y conducción eléctrica compuesto por fibras de músculo cardíaco (miocitos) especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos. Dicha excitación eléctrica es más comúnmente conocida como *potencial de acción* (AP, del inglés “Action Potential”).

El impulso cardíaco se origina espontáneamente en el *nodo sinoauricular (SA)* o *sinusal*, ubicado en la parte posterosuperior de la aurícula derecha. Desde ahí, el impulso eléctrico se desplaza por las aurículas produciendo la depolarización auricular y su consecuente contracción. La onda eléctrica llega luego al nodo auriculoventricular (AV), ubicado en la aurícula derecha donde la onda eléctrica sufre una pausa de aproximadamente 0,1 segundos. A continuación, el impulso cardíaco se disemina a través de un haz de fibras llamado *haz de His*, desde donde el impulso eléctrico es distribuido a los ventrículos mediante una nueva red de fibras, llamadas *fibras de Purkinje*, y se produce seguidamente la contracción ventricular.

El electrocardiograma (ECG) es el conjunto de ondas resultante de sumar en el tiempo y en el espacio los potenciales de acción generados por las células cardiacas, describiendo de una forma global las diferentes fases eléctricas que suceden durante un ciclo cardiaco. Cada latido se compone de dos fases [5]:

- *Depolarización.* Comprende el intervalo en el cual la célula que se encuentra en estado de reposo pasa a estado de excitación debido a la recepción del impulso eléctrico.
- *Repolarización.* Es el intervalo de tiempo en el que el potencial de las células vuelve gradualmente a su estado de reposo.

Este proyecto se centrará en el análisis de la fase de repolarización de los ventrículos.

1.3. El electrocardiograma (ECG)

El electrocardiograma es una medida no invasiva de la actividad eléctrica del corazón, ya que se obtiene aplicando electrodos sobre la superficie de la piel. El conjunto de ondas resultante describe las variaciones eléctricas a lo largo del tiempo, que vienen determinadas por los potenciales de acción de las distintas células cardiacas [6]. Todo ello se detalla a continuación.

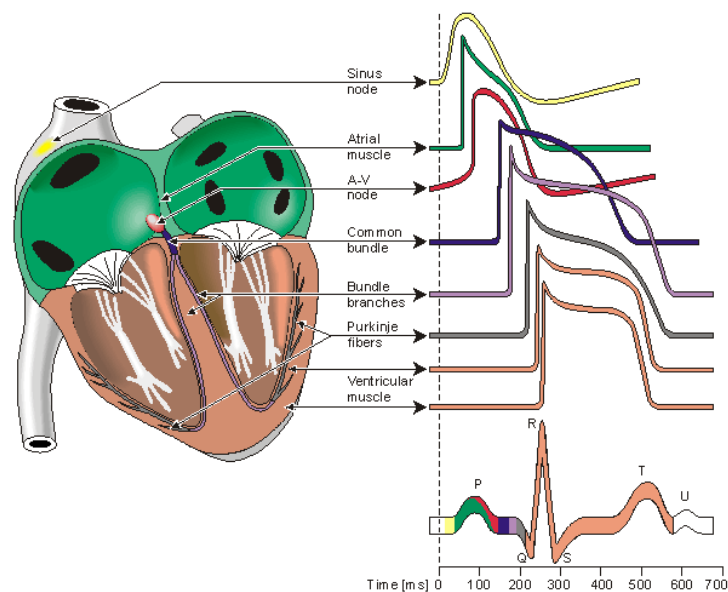


Figura 1.2: Morfología de los diferentes potenciales de acción y su ECG resultante.

El proceso de generación de un registro de electrocardiograma puede observarse en la figura 1.2, donde el ECG mostrado corresponde a un electrodo situado en el tórax en el área correspondiente al ventrículo izquierdo. Más adelante, explicaremos las implicaciones que tiene el lugar de colocación del electrodo a la hora de registrar un ECG, ya que, de haberse colocado en otro lugar, la forma de onda obtenida habría sido diferente a la que se muestra en la figura.

El ciclo cardíaco comienza con la depolarización auricular, que genera la onda P, cuya amplitud es pequeña debido a la escasa masa muscular que compone la aurícula. Posteriormente, durante la depolarización ventricular se generan las ondas Q, R y S, que tienen mayor amplitud debido a que la masa muscular de los ventrículos es mayor. La repolarización auricular se produce al mismo tiempo que la depolarización ventricular por lo que estas ondas quedan enmascaradas por las ventriculares. Finalmente, la repolarización ventricular genera una onda suave de forma variable que se denomina onda T. El origen de todas estas denominaciones puede encontrarse en [7].

Descripción de la señal electrocardiográfica

A continuación, vamos a describir con más detalle las distintas ondas presentes en un ECG así como los intervalos temporales cuyo estudio realizaremos a lo largo de este trabajo. Por un lado, sus ondas características son:

- **Onda P.** Representa la depolarización auricular. Su duración normal es de 0,1s. La forma depende de la localización de los electrodos (derivación). Un aumento del voltaje o de la duración de esta onda indica una anomalía auricular. La ausencia de esta onda ocurre en una parada del nodo sinusal. La onda P puede ser positiva, negativa o bifásica.
- **Complejo QRS.** Representa la depolarización ventricular, indicador del tiempo de conducción intraventricular. Está formado por las ondas Q, R y S y su duración es de aproximadamente 100ms.
- **Onda T.** Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. La pendiente de la rama inicial es más suave que la de la rama terminal. Su duración y forma dependen de la frecuencia cardíaca, pudiendo ser la onda positiva, negativa o bifásica.

Por otro lado, los intervalos que estudiaremos y sobre los que centraremos nuestro trabajo son:

- **Intervalo RR.** Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS. Es el inverso de la frecuencia cardíaca.
- **Intervalo RT.** Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R y el final de la onda T. Recoge una gran parte del tiempo de actividad de los ventrículos, tanto relacionado con su depolarización como su repolarización.
- **Duración de onda T.** Mide el tiempo de repolarización ventricular.

Un ejemplo de los intervalos del ECG más típicos puede observarse en la figura 1.3. En el capítulo 3 se explicarán las distintas técnicas utilizadas en este proyecto para la medición de dichos intervalos.

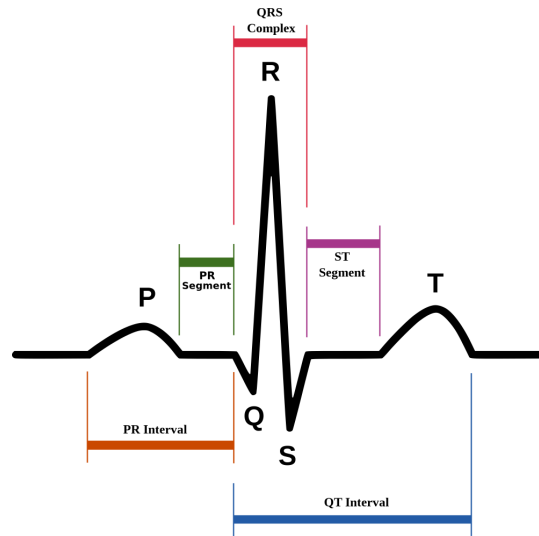


Figura 1.3: Intervalos característicos de la señal electrtocardiográfica.

Derivaciones

La disposición de las conexiones de cada par de electrodos recibe el nombre de derivación. Existen dos tipos de ellas:

- Bipolar: si se mide la diferencia de potencial entre dos electrodos.
- Monopolar: si se mide la diferencia de potencial entre un punto virtual y un electrodo.

En el registro del electrocardiograma se utilizan habitualmente doce derivaciones: las derivaciones de extremidades, las derivaciones de extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

El electrocardiograma medido a través de cada una de ellas es la manifestación de un mismo hecho fisiológico pero desde un punto de vista diferente. Existen, por tanto, diferencias entre los ECGs resultantes, que deberán tenerse en cuenta a la hora de su interpretación.

Para obtener las doce derivaciones se necesitan 10 electrodos, ya que algunas de ellas son linealmente dependientes de las demás, tal y como se describe a continuación.

Las tres derivaciones bipolares se obtienen midiendo la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo, el brazo derecho y la pierna izquierda de la siguiente manera:

$$I = V_{LA} - V_{RA} \quad (1.1)$$

$$II = V_{LL} - V_{RA} \quad (1.2)$$

$$III = V_{LL} - V_{LA} \quad (1.3)$$

donde V_{LA} , V_{RA} y V_{LL} representan el potencial medido en el brazo izquierdo (LA, del inglés “Left Arm”), brazo derecho (RA, del inglés “Right Arm”) y pierna izquierda (LL, del inglés “Left Leg”) respectivamente, como indica la figura 1.4.

Las derivaciones precordiales se obtienen colocando en sucesión seis electrodos en la parte superior izquierda del tórax rodeando a la zona del corazón, como muestra la figura 1.2(a). Se denominan, por orden: V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 y V_6 . Las derivaciones V_1 y V_2 reflejan principalmente la actividad del ventrículo derecho. Las derivaciones V_3 y V_4 cubren la parte frontal del ventrículo izquierdo, mientras que su lateral se mide con V_5 y V_6 [5]. Estas derivaciones son unipolares y están referidas a un terminal central que se define como la media de los potenciales medidos en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda,

$$V_{WCT} = \frac{V_{LA} + V_{RA} + V_{LL}}{3} \quad (1.4)$$

donde la abreviatura “WCT” se refiere al *terminal central de Wilson* [5]. Sólo ocho de estas doce derivaciones son independientes entre sí. Bastaría, por ejemplo, considerar las seis derivaciones precordiales y dos derivaciones bipolares, para, a partir de ellas, tener representada la información de las doce derivaciones.

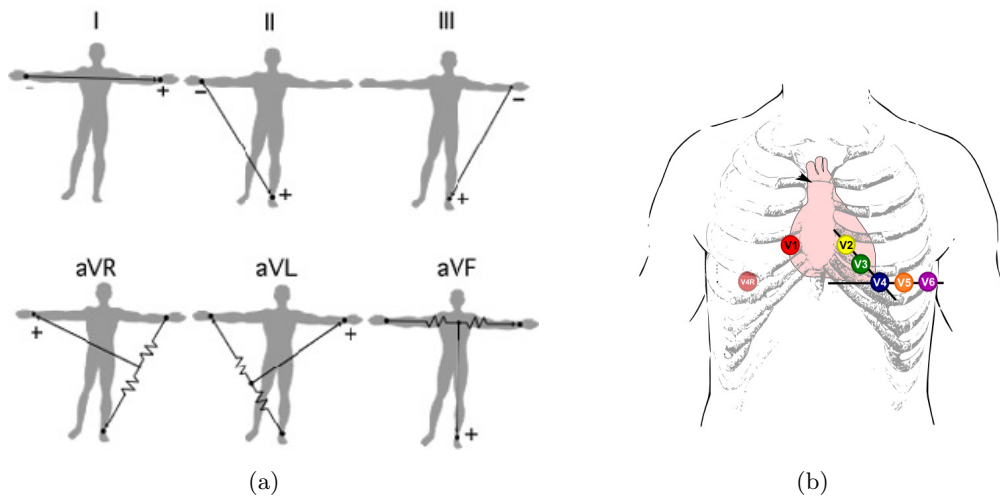


Figura 1.4: Derivaciones bipolares y unipolares aumentadas (a) y precordiales (b)

1.4. El corazón y el deporte.

La actividad deportiva induce una serie de adaptaciones morfológicas y funcionales en el sistema cardiovascular directamente relacionadas con el tipo, duración, intensidad del entrenamiento y años de práctica deportiva. Es lo que comúnmente se conoce como *corazón del deportista*.

El *corazón del deportista* se caracteriza por una baja frecuencia cardiaca en reposo o *bradicardia*, debido al incremento del tono vagal. La bradicardia es un tipo de *arritmia*, que es

una alteración del ritmo cardíaco. Si por el contrario el ritmo del corazón se acelera, recibe el nombre de *taquicardia*.

Otro rasgo característico del *corazón del deportista*, es el aumento de masa muscular del ventrículo (hipertrofia), como consecuencia de la mayor demanda exigida por el sistema cardiovascular [8]. Se cree que dicha hipertrofia junto con la presencia de algún tipo de enfermedad aún no detectada o enmascarada produce importantes cambios en la repolarización y aumenta el riesgo de producir arritmias [9]. Es por ello, que en este trabajo nos centraremos en el estudio de la repolarización.

La prueba de esfuerzo es un procedimiento utilizado en medicina deportiva y cardiología que valora la respuesta del organismo a la realización de un esfuerzo físico. Su uso se fundamenta en la capacidad de poner de manifiesto alteraciones cardiovasculares que quedan enmascaradas mientras el paciente está en reposo y que pueden evidenciarse al acercarse al corazón a su límite de capacidad.

1.5. Objetivos

El principal objetivo de este proyecto es caracterizar la evolución de la repolarización ventricular a lo largo de una prueba de esfuerzo mediante procesamiento de la señal electrocardiográfica para sujetos con distintos niveles de entrenamiento. Para llegar a cumplir el objetivo, se plantean los siguientes retos específicos:

- Diseñar un método robusto con el que poder seleccionar los puntos de interés del electrocardiograma. A partir de dichos puntos se evaluarán tanto medidas clásicas como otros índices propuestos en este proyecto, comparando las prestaciones entre ambos.
- Estudiar la capacidad de los índices temporales y morfológicos analizados en este proyecto para reflejar cambios en la repolarización ventricular en respuesta a una prueba de esfuerzo.
- Diseñar un método capaz de establecer diferencias entre sujetos con distinto nivel de entrenamiento.
- Establecer conclusiones acerca de los cambios electrofisiológicos inducidos por la práctica prolongada de la actividad deportiva y plantear su posible utilidad en el entorno clínico.

1.6. Estructura de la memoria

La estructura de esta memoria es la siguiente: en el capítulo 2 se describe la población de estudio y el protocolo de registro de la prueba de esfuerzo. En el capítulo 3 se describen todos los métodos empleados para el correcto tratamiento de la señal electrocardiográfica además de las técnicas matemáticas empleadas para el análisis de los resultados. En el capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos, discutiendo su significado e implicaciones en el capítulo 5. Finalmente, en el capítulo 6 se presentan las conclusiones del trabajo y las posibles líneas futuras.

Capítulo 2

Materiales

2.1. Población de estudio

Se analizará una base de datos disponible en el contexto de la colaboración con la Universidad de Niza - Sophia Antipolis, la cual contiene registros electrocardiográficos de sujetos con distintos niveles de entrenamiento sometidos a prueba de esfuerzo.

Se trata de 23 sujetos sanos no fumadores, de los cuales ninguno se encontraba tomando medicación. A dichos individuos se les prohibió la ingesta de alcohol y bebidas cafeinadas durante las 24 horas previas a la prueba de esfuerzo.

| Grupo | Número de sujetos | Frecuencia de pedaleo | Edad (años) |
|---------------------------|-------------------|-----------------------|-------------|
| Sedentarios | 2 | 70,75 | 33 ± 3 |
| Deportistas moderados | 9 | 70(5), 75(3), 80 | 29 ± 5 |
| Deportistas confirmados | 3 | 80 | 30 ± 5 |
| Deportistas de alto nivel | 9 | 75(3), 85(3), 90(3) | 29 ± 5 |

Tabla 2.1: Características de la población de estudio

La forma física de los sujetos varía desde sujetos sedentarios hasta deportistas de alto nivel. Se entiende que un deportista tiene la condición de “deportista confirmado” si entrena más de diez horas a la semana, y de “deportista moderado” si lo hace menos de este tiempo. El número y características de los sujetos de cada tipo se puede observar en la Tabla 2.1. Se puede consultar más información en [10].

Debido al desequilibrio en la base de datos, en la que tenemos grupos con 8-9 sujetos frente a grupos de 2-3 sujetos, decidimos distinguir únicamente entre dos grupos de sujetos: **alto nivel de entrenamiento** (alto nivel y confirmados), compuesto por 12 sujetos, y **bajo nivel de entrenamiento** (moderados y sedentarios), compuesto por 11 sujetos. Se considera que el número de horas de entrenamiento de los subgrupos que se han decidido unir es comparable, lo que garantiza la consistencia de los resultados obtenidos a partir del análisis de los dos grupos definidos.

2.2. Prueba de esfuerzo

El protocolo seguido para la realización de la prueba de esfuerzo se describe a continuación. En primer lugar, el sujeto permanece 5 minutos en reposo sentado en una bicicleta estática. Al finalizar dicho período, comienza una prueba de esfuerzo máxima cuya carga de trabajo va aumentando cada 2 minutos hasta completar unos 12-15 minutos (variable en función del sujeto) para acabar con alrededor de 5 minutos de recuperación en los que el sujeto continúa pedaleando. Una representación de cómo se se llevó a cabo la adquisición de los datos, puede observarse en la figura 2.1.

Durante todo el proceso, se registran tres derivaciones: dos de ellas son colineares con la derivación II, y la tercera corresponde a la derivación III. En todos los casos, las posiciones de los electrodos no son las estándares sino modificadas para la realización de la prueba de esfuerzo de manera que no se encuentran en las extremidades sino sobre el pecho, con el fin de minimizar artefactos de movimiento. Los datos obtenidos para estas derivaciones se digitalizaron mediante un conversor analógico-digital de 12 bits con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.



Figura 2.1: Sujeto realizando una prueba de esfuerzo.

Capítulo 3

Métodos

En este capítulo se definirán todos los métodos aplicados a lo largo del proyecto, desde los registros electrocardiográficos originales hasta la obtención de índices estadísticos que establezcan la significancia de los resultados.

3.1. Detección

Para comenzar el trabajo con los ECGs originales deberemos aplicar un procedimiento de detección. Se conoce como detección en el ámbito de procesamiento de la señal electrocardiográfica, a la localización de los distintos latidos a lo largo del tiempo. Generalmente, se detecta el punto fiducial, que es el centro de gravedad del complejo QRS. De esta forma tenemos identificados cada uno de los latidos del ECG.

Gracias a anteriores trabajos del grupo de investigación, conocemos las posiciones de los puntos fiduciales [11]. Utilizaremos esta información para localizar los latidos, que servirán de referencia para la posterior delineación de las ondas.

Una de las ondas cuya posición resulta importante y que forma parte del complejo QRS es la onda R. Se conoce como **intervalo RR** a la distancia temporal entre dos ondas R consecutivas, es decir, equivale al inverso de la frecuencia cardíaca. Su expresión matemática se define en la ecuación 3.1.

$$RR[i] = R[i + 1] - R[i] \quad (3.1)$$

donde $R[i]$ denota la posición del pico de la onda R del latido i -ésimo del registro.

3.2. Preprocesado del electrocardiograma

El preprocesado aplicado a la señal ECG comprende tres pasos [12].

Filtrado de la interferencia eléctrica

La contaminación de ruido eléctrico es muy habitual en los registros de ECG, con la aparición de una componente de 50 Hz cuya amplitud puede enmascarar a la propia señal. Los métodos de delineación del ECG pueden verse afectados por este fenómeno y proporcionar marcas poco fiables, por lo que en este trabajo se ha realizado un filtrado de la señal con un filtro rechazo de banda centrado a esa frecuencia.

Filtrado muscular

El ECG presenta señal de alta frecuencia procedente de fuentes no deseadas como, por ejemplo, el ruido muscular. Se ha realizado un filtrado paso bajo a 40 Hz con un filtro FIR de orden 300, de modo que no haya distorsión de fase y la banda de transición tenga una pendiente muy pronunciada.

Filtrado de la línea de base

Finalmente, es necesario eliminar el ruido de la línea de base. Este ruido se genera por las variaciones en la línea isoeletrica producidas por interferencias de baja frecuencia debidas, principalmente, a movimientos propios del ejercicio que está realizando el sujeto. En este proyecto se ha utilizado el método de interpolación con splines cúbicos, para el que se ha seleccionado un punto en cada latido por el que pasa la estimación de línea de base o isoeletrica. Habitualmente se selecciona dicho punto como el valor de la señal 80 milisegundos antes del complejo QRS [13]. Después de estudiar distintos casos, y debido a la índole del ECG a procesar (prueba de esfuerzo) en la que los latidos se van acortando con el desarrollo de la prueba, surge la necesidad de considerar la modificación de este criterio.

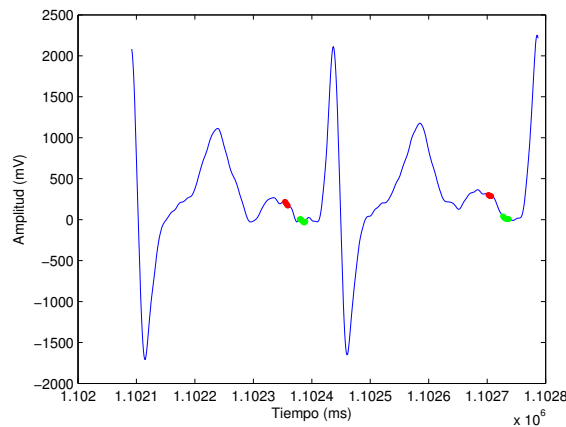


Figura 3.1: Fragmento de señal ECG que muestra el punto isoeletrico clásico, que claramente ha se encuentra dentro de la onda P (rojo), y su correspondiente corregido en función del ritmo cardíaco (verde).

Proponemos la elección del punto isoeletrico en función del RR de la siguiente manera:

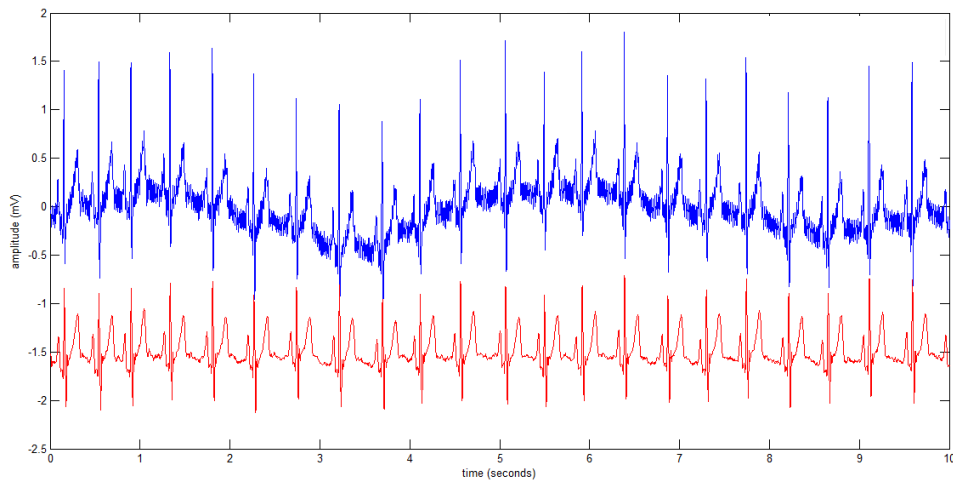


Figura 3.2: Ejemplo práctico de ECG afectado por ruido e interferencias de distinta índole y su correspondiente preprocesado (rojo).

- Si $RR[i] \geq 430$ ms: se elige como el valor de la señal 60 milisegundos antes del complejo QRS.
- Si $RR[i] < 430$ ms: se elige como el valor de la señal 40 milisegundos antes del complejo QRS.

Se puede observar esta justificación en la figura 3.1. Además, como ejemplo de la importancia del preprocesado de la señal, se presenta la figura 3.2.

3.3. Delineación

Respecto a la delineación, se entiende por ésta a la identificación de las distintas ondas presentes en el ECG, así como de sus puntos clave (inicio, final, pico...), que sirven para estudiar distintos intervalos del latido o la morfología de las ondas a las que pertenecen. Existen distintas formas de realizar la delineación en función de si se estudia la información contenida en una única derivación o se aprovecha la redundancia espacio-temporal que existe entre las distintas derivaciones disponibles.

Delineación uniderivacional

Las técnicas uniderivacionales (SL, del inglés “Single Lead”) determinan los puntos de interés de cada una de las derivaciones disponibles por separado. Para nuestro trabajo hemos utilizado un método basado en la Transformada Wavelet (WT, del inglés “Wavelet Transform”) [14]. La WT permite representar las características temporales de la onda a distintos niveles (escalas) dependiendo de su contenido en frecuencia. Esta representación es proporcional a la derivada de la señal, por lo que un cruce por cero representa un pico de la señal original. La mayor parte de la energía del ECG corresponde a las escalas 2^1 a 2^5 : el complejo QRS puede ser

observado en las escalas 2^1 a 2^4 mientras que las ondas P y T producen importantes componentes en las escalas 2^4 y 2^5 [14].

La primera tarea es determinar la posición del punto fiducial dentro del complejo QRS, para después delinear estas tres ondas por separado. Después, se delinear las ondas P y T mediante el deslizamiento de la ventana de interés tal y como se explica en [14]. Precisamente, el objetivo de nuestra delineación será detectar el final de la onda T o T_{off} , que junto con la onda R, definirán uno de los índices de repolarización del apartado 3.6.

Delineación multiderivacional

Cada derivación ofrece una visión diferente acerca de la actividad eléctrica del corazón. A veces resulta de interés obtener un ECG global que represente a los distintos ECGs obtenidos de derivaciones individuales ya que la delineación SL aporta, para cada punto de interés, tantas marcas como derivaciones disponibles. Ello, sumado al hecho de que cada una de las derivaciones es muy dependiente del lugar de colocación de los electrodos justifica la búsqueda de un método que establezca de forma fiable una marca única para todas las derivaciones. De aquí surge la delineación multiderivacional (ML, del inglés “Multi Lead”).

Para el desarrollo del trabajo se tienen en cuenta ambas técnicas, uniderivacional y multiderivacional, y se realiza un estudio de cuál de ellas es la más indicada para llevar a cabo el estudio propuesto.

La primera de las técnicas multiderivacionales estudiadas fue la *Transformada inversa de Dower* [15]. Dower propone explotar la información dipolar presente en las 8 derivaciones independientes y buscar tres derivaciones ortogonales representativas. Este método trata de simbolizar las tres derivaciones (llamadas *derivaciones de Frank*) que se obtendrían colocando los tres electrodos en los ejes x, y y z del corazón, hecho inviable físicamente porque no es posible colocar ninguno justo en esas posiciones (encima o debajo del corazón por ejemplo) [15]. En nuestro proyecto, al sólo disponer de 3 derivaciones no ortogonales en la base de datos analizada en el proyecto, no se pueden construir otras 3 ortogonales a partir de ellas. Por ello, se descarta desde un principio.

Otra técnica multiderivacional que se estudió más en profundidad fue el **Análisis de Componentes Principales**. El Análisis de Componentes Principales (PCA, del inglés “Principal Component Analysis”) es una técnica estadística cuyo objetivo es condensar la información de un amplio conjunto de variables con cierta correlación en unas pocas variables (“componentes principales”), sin perder la variabilidad presente en el conjunto de datos. Las componentes principales se calculan como combinación lineal de las variables del conjunto de datos, cuyos pesos son elegidos de manera que dichas componentes se encuentren incorreladas. Cada componente contiene distinta información sobre el conjunto de datos, y se ordenan de manera que la primera contiene la mayor parte de la variabilidad. PCA se usa en el procesado de la señal de ECG como método para extraer de forma robusta propiedades temporales y morfológicas de las ondas o para eliminar ruido presente en ellas [16].

Para la aplicación de PCA, primero se seleccionaron un número de latidos del comienzo del ECG. A partir de la información presente de dichos latidos y utilizando todas las derivaciones disponibles, se construyó la base canónica del espacio transformado. Mediante la proyección del ECG sobre dicha base, se obtuvo el ECG en el dominio transformado. Tras estudiar esta técnica en detalle, e insistiendo en la naturaleza del electrocardiograma a procesar (prueba de esfuerzo),

se llegó a la conclusión de que a lo largo de la prueba de esfuerzo la forma de la onda T cambia en gran medida, por lo que construir una base canónica en la zona de reposo no produce mejoras en delineación de la etapa de esfuerzo con respecto a lo que se obtiene mediante la delineación uniderivacional. Se planteó dividir el registro en varias partes y modificar la base canónica en función del punto de la prueba en el que nos encontremos, pero de esta forma podríamos introducir un sesgo en la medida en función de la base utilizada.

Por los motivos explicados anteriormente se decidió descartar las técnicas multiderivacionales por lo que en este momento surge la necesidad de elegir la mejor derivación para posteriormente aplicar técnicas uniderivacionales sobre ella.

3.4. Elección de la derivación óptima

Puesto que disponemos de tres derivaciones diferentes, deberemos establecer un criterio para elegir aquella derivación sobre la que realizar nuestras medidas. El método elegido es el criterio de relación señal a ruido (SNR, del inglés “Signal to Noise Ratio”), ya que se ha observado que cuanto mayor es este parámetro, mayor va ser el número de ondas delineadas y existirá mayor fiabilidad en la medida (en forma de una menor variabilidad de las marcas entre latidos similares). En este proyecto la SNR se calculó a partir de la fórmula:

$$SNR = \frac{S}{N} \quad (3.2)$$

donde S es la amplitud de la onda T respecto del cero isoelectrico y N el ruido presente en la onda calculado en sentido cuadrático medio. A continuación se describirá cómo se calcularon S y N .

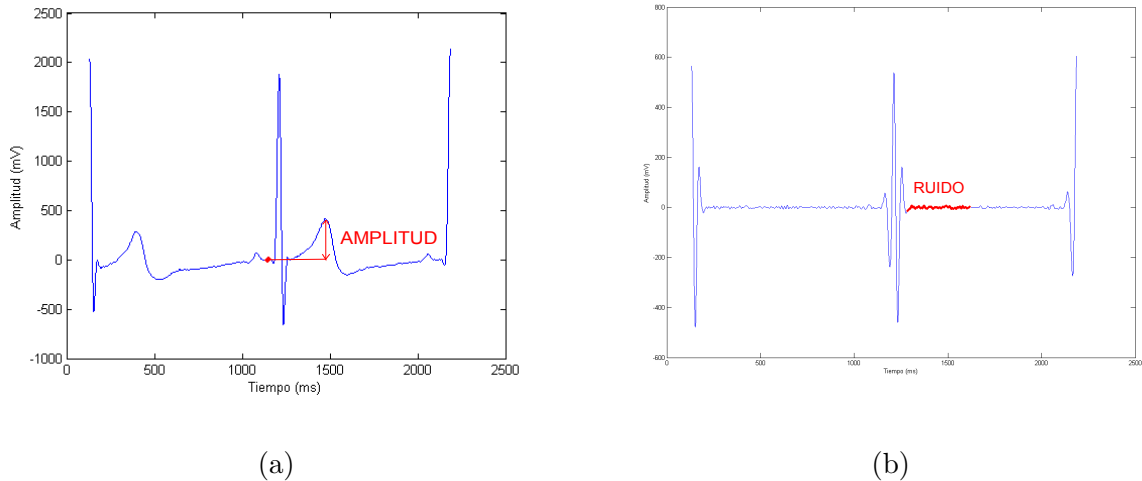


Figura 3.3: (a) Medida de amplitud y (b) zona en la que se computa el ruido en sentido cuadrático medio.

Se medirá la cantidad de señal (S) como la diferencia entre el valor del máximo de la onda respecto del cero isoelectrico, tomando este valor como se ha explicado en el filtrado de la línea de base del apartado 3.2 y como se trata de ejemplificar en la figura 3.3 (a).

Por otro lado, para medir el ruido (N) presente en la onda T (figura 3.3 (b)) el primer paso es realizar un filtrado paso alto del electrocardiograma. Como sólo queremos computar el ruido presente en la zona de onda T, se define en el apartado siguiente (apartado 3.5.1) una forma de delimitar dicha onda y se toma el valor cuadrático medio del segmento. La expresión matemática del cálculo del ruido se tiene en la ecuación 3.3.

$$N = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L r_i^2} \quad (3.3)$$

donde L es el número de muestras de la onda T y r_i el valor de ruido en cada muestra de la onda.

De esta forma se mide la relación señal a ruido de cada latido y se elige como derivación a delinear aquella que presente un mayor valor medio a lo largo de la duración de la prueba.

3.5. Representación de la onda T mediante un método paramétrico

Una vez extraídos los distintos puntos de interés del ECG sobre la derivación seleccionada, se propone realizar un análisis en el que se estudian índices del ECG no sólo referidos a intervalos temporales sino también a características morfológicas. Revisado el estado del arte y los métodos utilizados en trabajos anteriores, se escoge una técnica que permite caracterizar cada una de las componentes del ECG mediante las denominadas **Gaussian Mesa Function (GMF)**. El citado método considera la señal ECG como la suma de distintas funciones GMF diseñadas para modelar las ondas cardíacas [17].

En nuestro trabajo, aplicaremos una variante de las GMFs para caracterizar la onda T del electrocardiograma.

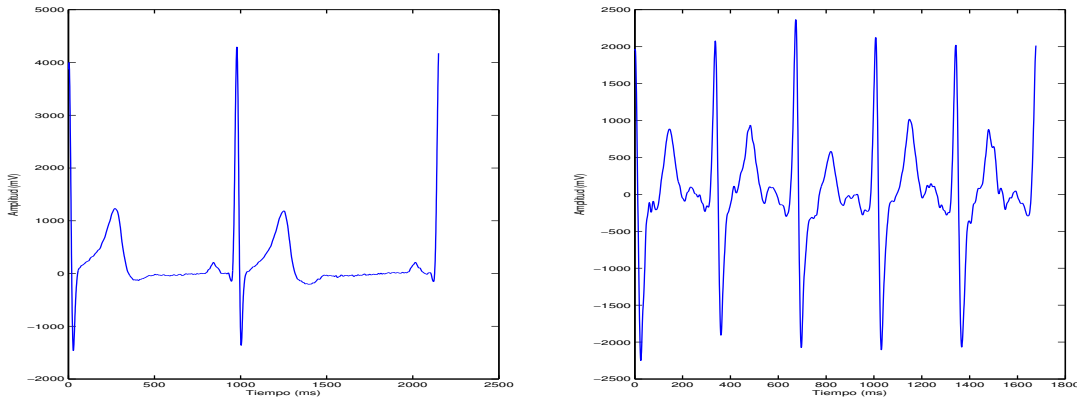


Figura 3.4: Zona del comienzo de la prueba en la que la onda T y la onda P están bastante separadas (izquierda) frente a la zona de esfuerzo que las ondas están muy próximas (derecha).

3.5.1. Delimitación de onda T

En primer lugar, para llevar a cabo este análisis sobre la onda T, será necesaria la extracción de las ondas presentes en el ECG. Para ello, y haciendo hincapié de nuevo en que se van a procesar ECGs correspondientes a prueba de esfuerzo, será de suma importancia a la hora de extraer dichas ondas no interpretar como onda T parte de la onda P siguiente. Dicha problemática surge como consecuencia de la gran proximidad entre dichas ondas para los ritmos cardíacos más altos correspondientes al pico de esfuerzo. La problemática de este asunto se ilustra en la figura 3.4.

En primer lugar, se acepta como estimación de inicio de ventana el propuesto en [18] ya que describe correctamente la zona de inicio de onda T. La definición exacta de dicho inicio de ventana se describe mediante:

- Si $RR[i] \geq 720$ ms:

$$V_{on}[i] = QRS[i] + 80 \text{ (ms)} \quad (3.4)$$

- Si $RR[i] < 720$ ms:

$$V_{on}[i] = QRS[i] + 70 \text{ (ms)} \quad (3.5)$$

En segundo lugar, el citado trabajo define el final de la ventana de estudio como:

- Si $RR[i] \geq 720$ ms:

$$V_{off}[i] = QRS[i] + 360 \text{ (ms)} \quad (3.6)$$

- Si $RR[i] < 720$ ms:

$$V_{off}[i] = QRS[i] + \min(360, \frac{2}{3} \cdot RR[i + 1]) \text{ (ms)} \quad (3.7)$$

Posteriormente, cuándo en dicho trabajo se intenta ajustar la onda delimitada a una BGF en algunas ocasiones no resulta posible porque la morfología de la onda difiere en gran medida de la de una función BGF. Tras un estudio de los casos, en [18] se define un índice de error arrojado por el ajuste (en sentido cuadrático medio) y si para un latido el valor de dicho índice supera un umbral establecido, se redefine el final de la ventana como la posición T_{off} determinada a partir de la delineación del ECG [14].

Para superar dicha limitación, en este proyecto se propone diseñar un algoritmo variable en función del ritmo cardíaco que encuentre de forma adecuada este punto. Tras un detallado estudio de la base de datos, se eligen unas constantes en función del ritmo cardíaco de forma óptima. De esta forma, se unifica el criterio de decisión.

Para proporcionar una expresión explícita del final de la ventana, en este proyecto se realiza un ajuste polinómico de orden 2 de las mismas para calcular los coeficientes $a[i]$ (ecuación 3.9).

De esta forma, el final de la ventana de estudio se calcula como el mínimo de amplitud de la señal en la ventana definida. Denotaremos esta función como m en la ecuación 3.8.

$$V_{off}^{new}[i] = m(QRS[i] + a[i] \cdot RR[i]) \quad (3.8)$$

siendo $a[i]$:

$$a[i] = 9,4 \cdot 10^{-8} RR^2[i] - 5,1 \cdot 10^{-4} RR[i] + 0,8311 \quad (3.9)$$

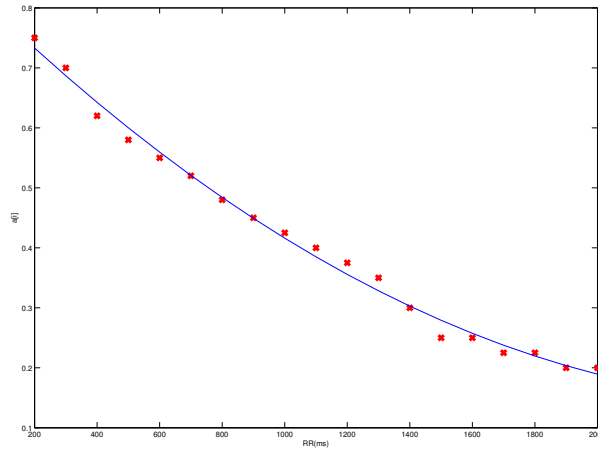


Figura 3.5: Polinomio cuadrático (azul) que trata de describir la evolución de las constantes elegidas (rojo) en función del ritmo cardíaco.

3.5.2. Gaussian mesa function (GMF)

La *Gaussian Mesa Function* se compone de dos mitades de sendas funciones Gaussianas de características similares, idénticas o no, unidas por una línea horizontal o meseta y, de ahí, su nombre. Ésta queda completamente caracterizada por 5 variables: localización de la función en el tiempo (μ), las desviaciones típicas de cada una de las medias gaussianas (σ_1 ascendente y σ_2 descendente), la duración del segmento horizontal (σ_L) y la amplitud (A). Por tanto este método es capaz de modelar completamente cada latido del electrocardiograma. La definición matemática de la misma puede observarse en la figura 3.6.

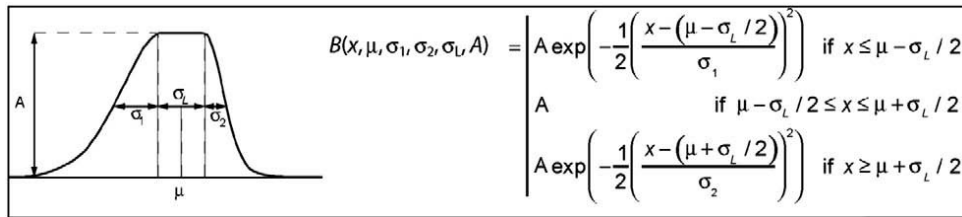
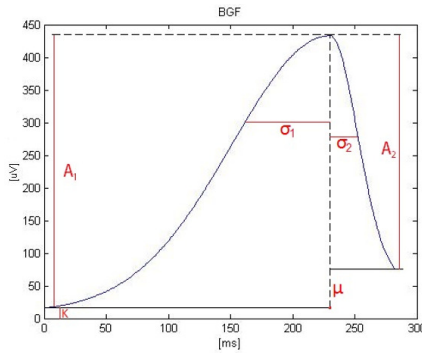


Figura 3.6: Definición de GMF.

Como el trabajo de este proyecto se centra en el análisis de la onda T y debido a que ésta no es plana en su zona intermedia sino que presenta un pico, puede aproximarse dicha onda mediante una particularización de las GMF que elimina el segmento recto intermedio entre las dos gaussianas o meseta. Esto da lugar a una **Bi-Gaussian Function (BGF)**, que se describe a continuación.

Bi-Gaussian function (BGF)

Particularizando para las ondas T, las amplitudes a ambos lados pueden ser diferentes y su parte superior nunca es plana sino que presenta un pico. Por lo tanto, la función paramétrica en este caso vendría dada por la unión directa de dos medias gaussianas unidas por su máximo, con la posibilidad de que las amplitudes de las mismas sean diferentes.



$$B(x, \mu, A_1, A_2, \sigma_1, \sigma_2) = \begin{cases} K + A_1 \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma_1}\right)^2\right) & \text{si } x < \mu \\ K + A_2 \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma_2}\right)^2\right) & \text{si } x \geq \mu \end{cases}$$

$$K' = (K - A_1 - A_2)$$

Figura 3.7: Definición de BGF modificada.

Se utilizará para ello un sexto parámetro que describe la distancia de la onda respecto al nivel isoelectrico (K), normalmente referenciada a voltaje nulo [18]. Esta constante K añade un grado de libertad y permite conservar el punto real de inicio de cada onda T sin forzar a que todas comiencen en el mismo valor. Esta redefinición se ilustra en la figura 3.7.

En nuestro trabajo el modelado de la onda T se realizará ajustando una función BGF. Para calcular la BGF asociada a cada onda T de cada latido cardiaco utilizaremos un algoritmo basado en el criterio de mínimos cuadrados en el que se consideran tres variables iniciales:

- La onda T extraída del ECG.
- La definición matemática de la función BGF.
- Una inicialización de los parámetros a ajustar.

La definición e inicialización de los parámetros se describe a continuación:

- A_1 : valor de amplitud de la primera gaussiana, desde su pico hasta 0. Se inicializa como el valor de amplitud en el pico de la onda T original.
- A_2 : valor de amplitud de la segunda gaussiana. Lo inicializamos como el valor de A_1 menos 10mV. No se toma exactamente la misma inicialización que para la primera amplitud debido a que tras el ajuste pueden no ser iguales.

- σ_1 y σ_2 : 52 y 29 ms, obtenidos de la referencia [19].
- μ : posición temporal del máximo. Se inicializa a partir del punto correspondiente al valor de máxima amplitud de la onda.
- K : constante que toma el valor de la muestra de inicio de ventana. Este valor no se verá modificado en el algoritmo.

Sin embargo, y con el objetivo de lograr un ajuste óptimo, se calculará para una misma onda su BGF asociada con distintas inicializaciones de los parámetros, seleccionando aquel ajuste cuyo residuo sea menor. De esta forma, se evita que durante el algoritmo iterativo se alcance un mínimo local. Para ello, se inicializa cada uno de los parámetros con un margen de $\pm 5\%$ y $\pm 10\%$ respecto de la inicialización anterior para forzar al algoritmo a escoger aquella inicialización que arroje un menor residuo entre la onda real y la modelada.

Finalmente, antes de calcular la BGF asociada a cada onda T, se realiza un filtrado paso bajo más agresivo al aplicado en el apartado 3.2 (que no es posible realizar para estudiar alguna de las componentes del ECG) con el objetivo de eliminar la mayor cantidad de ruido posible. La frecuencia de corte elegida es 20Hz, puesto que no existen componentes frecuenciales de onda T por encima de dicha frecuencia [5].

3.6. Índices de repolarización ventricular

Una vez se han definido los distintos métodos empleados, definiremos matemáticamente los índices que vamos a evaluar en este proyecto.

En primer lugar, y utilizando las técnicas de delineación uniderivacional sobre la derivación seleccionada, definiremos un índice clásico de medida de la repolarización ventricular: **el intervalo RT**. Este intervalo mide la distancia temporal entre la onda R del complejo QRS hasta el final de la onda T del mismo latido. La expresión matemática es la siguiente:

$$RT[i] = T_{off}[i] - R[i] \quad (3.10)$$

En segundo lugar, se utilizarán las funciones bigaussianas para medir de forma aproximada la **duración de onda T** modelada con esta técnica. En este trabajo se aproximará la duración de la onda T como la suma de la posición de la onda iésima en el tiempo (μ) más dos veces la anchura de la segunda gaussiana (esto es, σ_2), tal y como se indica en la ecuación 3.11. Se utilizará el subíndice “sr” que proviene del inglés *surrogate* (aproximación o sustituto).

$$T_{sr}[i] = \mu[i] + 2 \cdot \sigma_2[i] \quad (3.11)$$

Finalmente, se realiza un filtrado de outliers que se hayan podido producir, basado en la desviación mediana absoluta, así como un nuevo filtrado de media móvil de 8 latidos tal y como se justifica en [20].

3.7. Regresión no lineal de la relación ritmo cardiaco/repolarización ventricular

La finalidad de este trabajo es caracterizar la repolarización ventricular en sujetos de distinto nivel de entrenamiento. Para caracterizar como afectan a la repolarización ventricular los cambios en el ritmo cardiaco, se plantea describir la relación entre RR y RT (T_{sr} , respectivamente) mediante un modelo elíptico:

$$\frac{(x - x_o)^2}{a^2} + \frac{(y - y_o)^2}{b^2} = 1 \quad (3.12)$$

donde x será el RR, la variable independiente, e y el índice de repolarización calculado (RT o T_{sr}), la variable dependiente. Además, se permitirá que la elipse presente una cierta inclinación para representar mejor la realidad de los datos en lo que se refiere a la relación entre la repolarización y el ritmo cardiaco. Por tanto, se trabajará con la siguiente representación cónica:

$$Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (3.13)$$

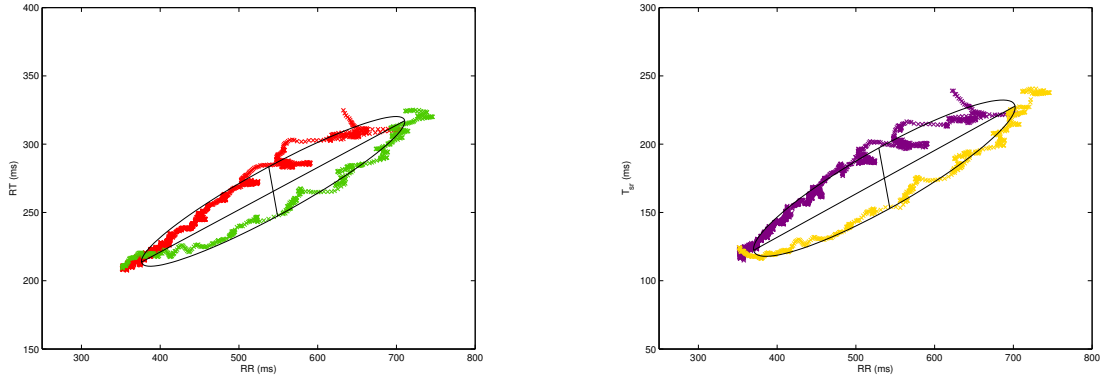


Figura 3.8: Ejemplo de elipse calculada sobre los índices de repolarización.

Una vez realizado el ajuste podremos estudiar el área encerrada por la elipse, o las medidas de su ejes mayor (2·a) y menor (2·b), cuyas interpretaciones se harán en la discusión del capítulo 5.

$$Area_{elipse} = \pi \cdot a \cdot b \quad (3.14)$$

3.8. Análisis estadístico

Una vez definidas las distintas medidas de la elipse de regresión: área, eje mayor y eje menor se estudiará si existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de sujetos estudiados.

Test de Kolmogórov-Smirnov

El primer paso que debemos dar es conocer si nuestra distribución de datos se ajusta a una distribución normal. Para ello, empleamos un test de probabilidad de tipo no paramétrico para comparar los valores del conjunto de datos con los de una distribución normal estándar [21]. Debido a que el resultado de aplicar este test rechaza la hipótesis de normalidad de nuestra distribución de datos, deberemos aplicar un test diseñado para distribuciones no gaussianas: la prueba de los signos de Wilcoxon.

Prueba de los signos de Wilcoxon

Se trata también de un test no paramétrico que determina si la diferencia entre dos muestras comparadas a partir de su mediana es significativa, es decir, si la diferencia observada no es producto del azar [21]. Se considerará significación estadística cuando el resultado de aplicar el test de Wilcoxon arroje un P-Valor menor a 0.05 para el índice estudiado.

Capítulo 4

Resultados

4.1. Evolución temporal de los índices de repolarización ventricular

En esta sección, compararemos la evolución temporal de los dos índices, RT y T_{sr} , calculados a lo largo de la duración de la prueba de esfuerzo distinguiendo entre los grupos de sujetos de alto y de bajo nivel de entrenamiento. Además, se estudiará la evolución de cada índice de repolarización respecto del ritmo cardiaco y trataremos de ver las diferencias existentes en la adaptación al esfuerzo de cada grupo.

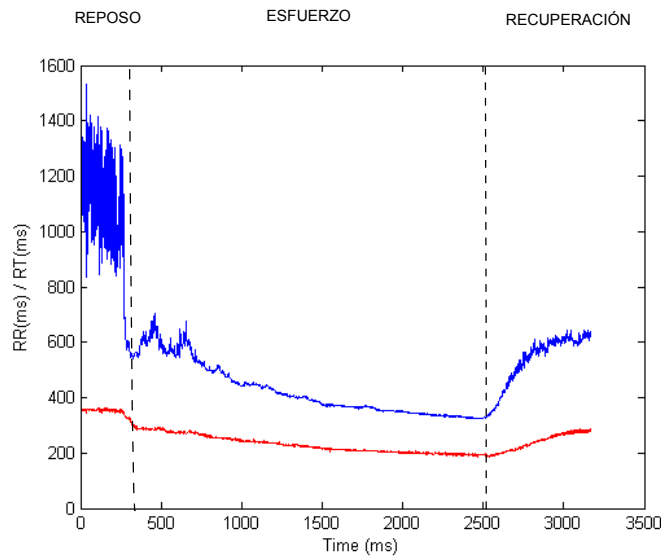


Figura 4.1: Delimitación temporal de las fases de la prueba de esfuerzo: reposo, esfuerzo y recuperación.

A lo largo de la prueba, distinguiremos tres zonas para todos los sujetos: zona de reposo, zona de esfuerzo y zona de recuperación. Definiremos dichas zonas de la siguiente manera:

- **Reposo:** Se toma como final de esta etapa el instante posterior a la abrupta caída del RR.

- **Esfuerzo:** Desde el final del reposo hasta el valor mínimo de RR, a partir del cual comienza a recuperarse el ritmo cardiaco de reposo.
- **Recuperación:** Desde el final de la etapa de esfuerzo hasta completar el registro.

Un ejemplo de la delimitación realizada se puede observar en la figura 4.1. De ahora en adelante, haremos referencia a dichas zonas y las analizaremos por separado.

En lo que sigue se han elegido dos colores diferentes para la representación reposo-esfuerzo y recuperación de los índices de repolarización para evidenciar la diferencia existente entre dichas zonas. A continuación, se mostrarán los resultados de un sujeto representativo de cada grupo. El resto de gráficas, para todos los sujetos, pueden consultarse en el Anexo A.

4.1.1. Deportistas con alto nivel de entrenamiento

Si empezamos por el grupo de deportistas de alto nivel de entrenamiento (figura 4.2 (a)), respecto del ritmo cardiaco en la zona de reposo, se observa una tendencia generalizada a la bradicardia (ritmos cardiacos bajos) así como una alta variabilidad del RR en dicha zona.

Si nos fijamos en la zona de esfuerzo, se observa que al comienzo de la misma el índice de repolarización RT tiene una transición mucho menor que el RR en dicho punto. Posteriormente a la abrupta caída del RR y, pasados unos instantes, se observa que el RR vuelve a crecer durante unos minutos para después estabilizarse en una caída generalizada. Lo interesante de este hecho es que a pesar de este fenómeno del RR, el RT asociado a esos latidos, no se modifica en gran medida, y si lo hace, es de forma mucho más suave.

Respecto de la zona de transición esfuerzo-recuperación, en los sujetos de alto nivel se observa que el cambio de ritmos cardiacos altos a ritmos cardiacos basales se produce de forma más progresiva que la transición reposo-esfuerzo.

Estas transiciones en los cambios de zona son más abruptas en RR que en RT. Para caracterizar este fenómeno, representamos la evolución del índice de repolarización RT respecto del intervalo RR, obteniendo la gráfica de la figura 4.2 (b). Para la representación de dicha figura, y todas sus semejantes, nos quedaremos con todos los valores de RT que pertenezcan a la zona de esfuerzo y recuperación menores al valor máximo de RT en zona de recuperación. El objetivo es obtener un bucle cerrado, como se observa en la figura.

En primer lugar, se observa que no existe una evolución lineal entre el ritmo del corazón y los índices de repolarización estudiados. Al contrario, se observa un tipo de histéresis alrededor de donde se encontraría el comportamiento lineal.

Para un mismo valor de ritmo cardiaco, existen valores de RT distintos a lo largo de la prueba. Es decir, para un mismo valor del ritmo de funcionamiento del corazón, los ventrículos están funcionando a ritmos distintos en función del tiempo que llevan sometidos a un esfuerzo.

Se realizan el mismo análisis y representaciones para el otro índice estudiado, T_{sr} . En la figura 4.2 (c) vemos que temporalmente presenta la misma tendencia que el índice RT y, en la figura 4.2 (d), observamos un bucle de dimensiones muy próximas a las del intervalo RT. Estos hechos confirman que el índice propuesto tiene validez para caracterizar la repolarización ventricular. Por tanto, las observaciones realizadas sobre el primero de ellos se pueden aplicar de igual forma sobre el segundo.

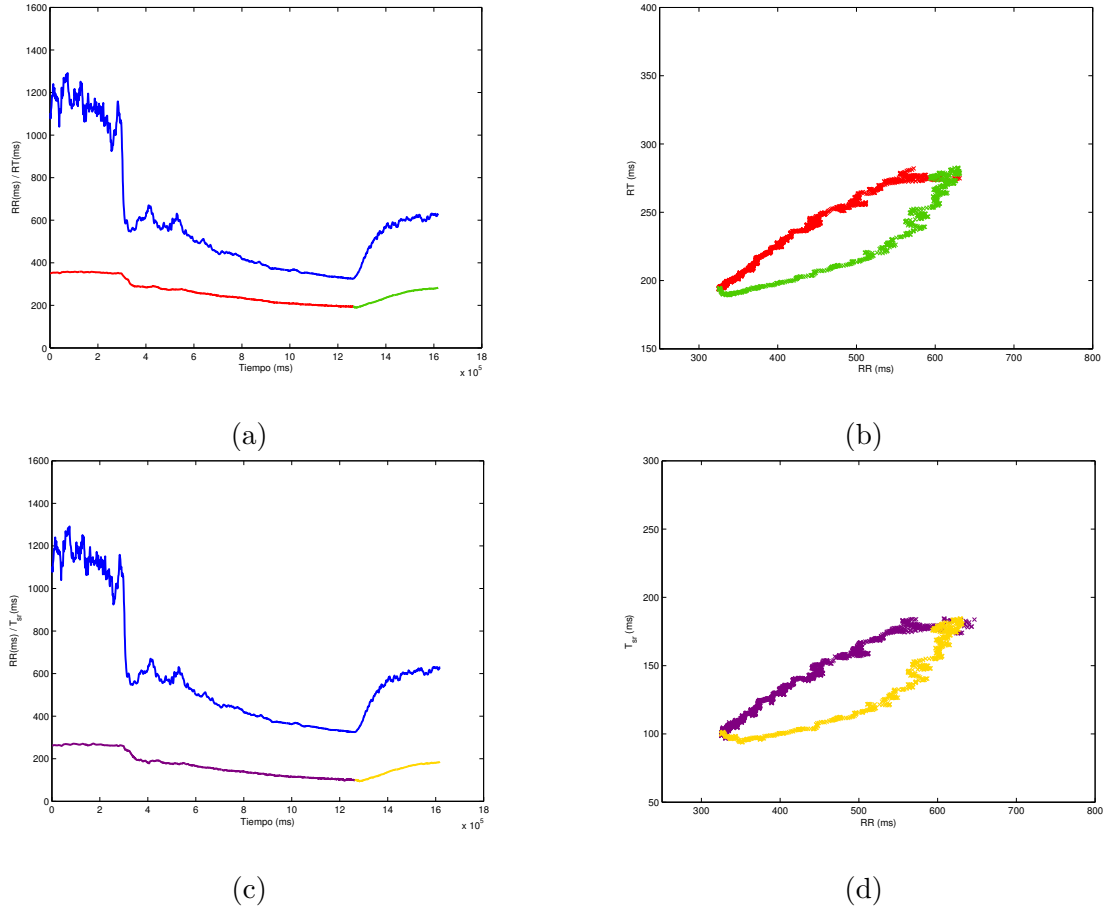


Figura 4.2: Sujeto 6, deportista de alto nivel de entrenamiento. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y del índice de repolarización RT (rojo y verde) frente al tiempo. (b) Adaptación del índice de repolarización ventricular RT (rojo y verde) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. (c) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (d) Adaptación del índice de repolarización ventricular T_{sr} (morado y amarillo) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco.

4.1.2. Deportistas con bajo nivel de entrenamiento

Realizando el análisis ahora para el grupo de sujetos con bajo nivel de entrenamiento, se observan algunas diferencias. En primer lugar, en la zona de reposo la frecuencia cardiaca de estos sujetos es mayor que en los de alto nivel, es decir, sus RR s son más bajos. Esto se puede observar en la figuras 4.3 (a) y (c).

Si en esa misma figura observamos la transición de reposo a zona de esfuerzo de los índices de repolarización, se observa que existe un transición mucho mas suavizada que para el caso anterior; mientras que para la zona de recuperación no se observan grandes diferencias visualmente.

Si ahora estudiamos la figuras 4.3 (b) y (d), se observa que el área de histéresis es mucho menor que para sujetos entrenados, lo que significaría que el comportamiento de los ventrículos presenta una mayor linealidad respecto del comportamiento global.

Además, como comparativa entre los dos índices de repolarización estudiados, RT y T_{sr} , se observa que ambos sirven para reflejar un mismo hecho, aunque el segundo de ellos lo haga con una dispersión algo mayor. Un buen ejemplo de esto para un sujeto concreto se puede observar en la segunda de las figuras citadas.

Finalmente, todas las observaciones realizadas nos llevan a pensar que se podría caracterizar el entrenamiento de un sujeto en función del área encerrada por la histéresis de repolarización.

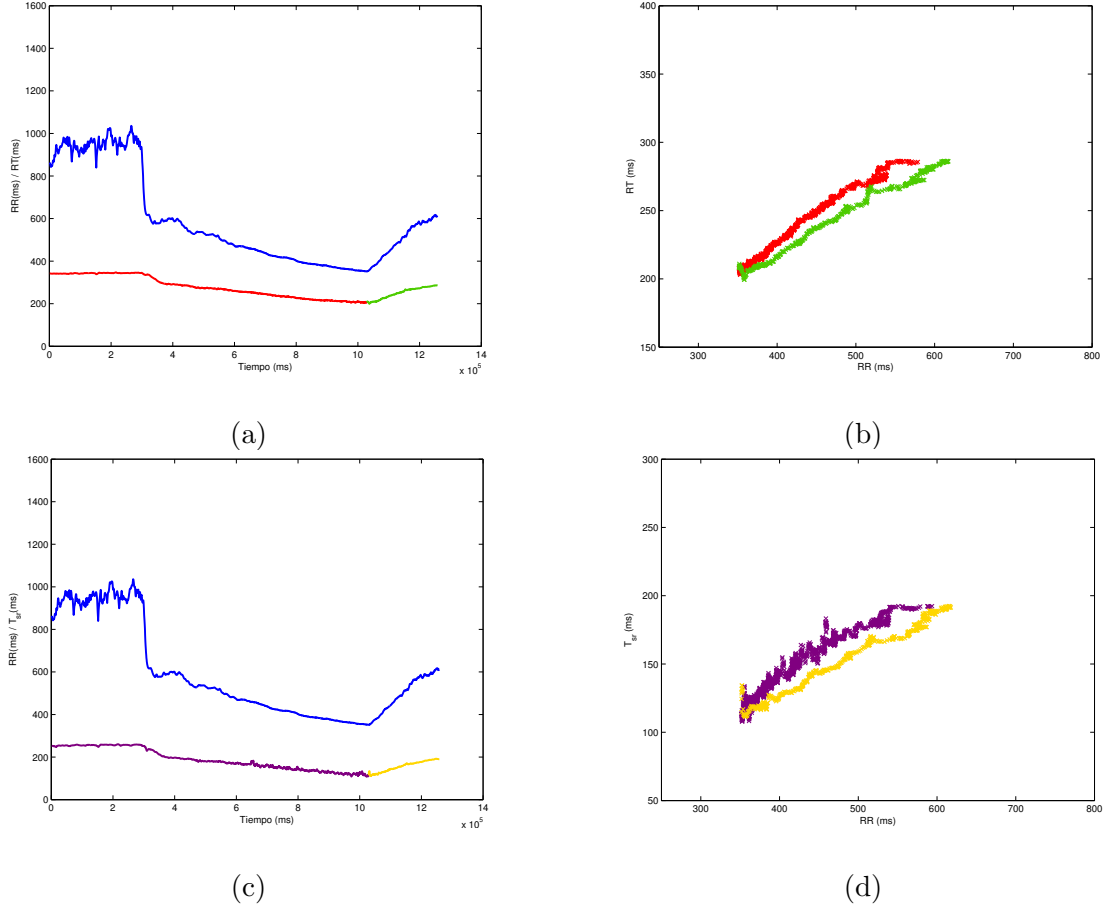


Figura 4.3: Sujeto 22, deportista de bajo nivel de entrenamiento. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y del índice de repolarización RT (rojo y verde) frente al tiempo. (b) Adaptación del índice de repolarización ventricular RT (rojo y verde) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco. (c) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (d) Adaptación del índice de repolarización ventricular T_{sr} (morado y amarillo) en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco.

4.2. Regresión no lineal

Para cuantificar matemáticamente las observaciones de los resultados obtenidos en el apartado anterior, se propone utilizar una técnica de regresión no lineal (como se ha explicado

en el apartado 3.7). De esta forma se pretenden establecer diferencias en dicha repolarización para los distintos grupos de sujetos.

En esta sección se mostrarán los resultados de los dos sujetos del apartado anterior, representativos de sus grupos. Del mismo modo, se invita a consultar el resto de gráficas en el Anexo B así como los resultados numéricos de área, eje mayor y eje menor en las tablas que figuran en el mismo anexo.

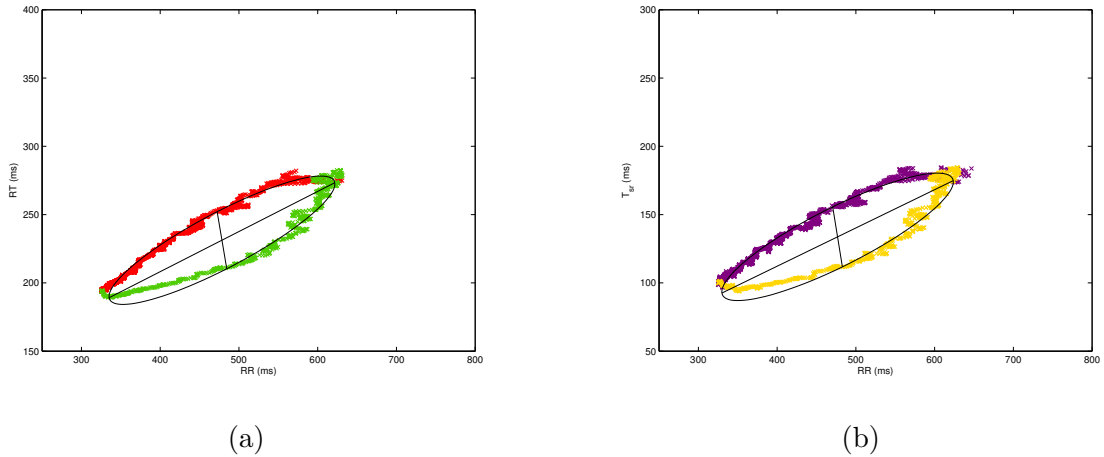


Figura 4.4: Sujeto 6, deportista de alto nivel de entrenamiento. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Comenzando por el grupo de alto nivel de entrenamiento (figura 4.4), comprobamos que se ha podido construir una elipse cuya superficie puede proporcionar una estimación del área del bucle de histéresis. Así mismo, se pueden estudiar los ejes de la elipse como medidas de apertura del mismo porque aunque el área se calcula a través de los mismos, estudiaremos cuál de los dos fuere más determinante en la diferenciación de sujetos. Procediendo de forma análoga para los de bajo nivel, pueden observarse los resultados en la figura 4.5.

4.3. Análisis estadístico

El objetivo de esta sección es determinar si alguno de los parámetros típicos de la elipse: área, eje mayor o eje menor revela diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de sujetos (alto y bajo nivel de entrenamiento) para alguno de los dos índices de repolarización calculados. Para ello, analizaremos cada uno de ellos por separado.

Para comenzar, el resultado de aplicar para cada parámetro por separado el *Test de Kolmogórov-Smirnov* rechaza la hipótesis de normalidad de la distribución. Las distribuciones obtenidas para los distintos índices analizados en la población son claramente no simétricas.

Por tanto, deberemos aplicar la *Prueba de los signos* de Wilcoxon sobre cada parámetro. Empezando por el índice RT, la distribución de los parámetros de la elipse se representa en la

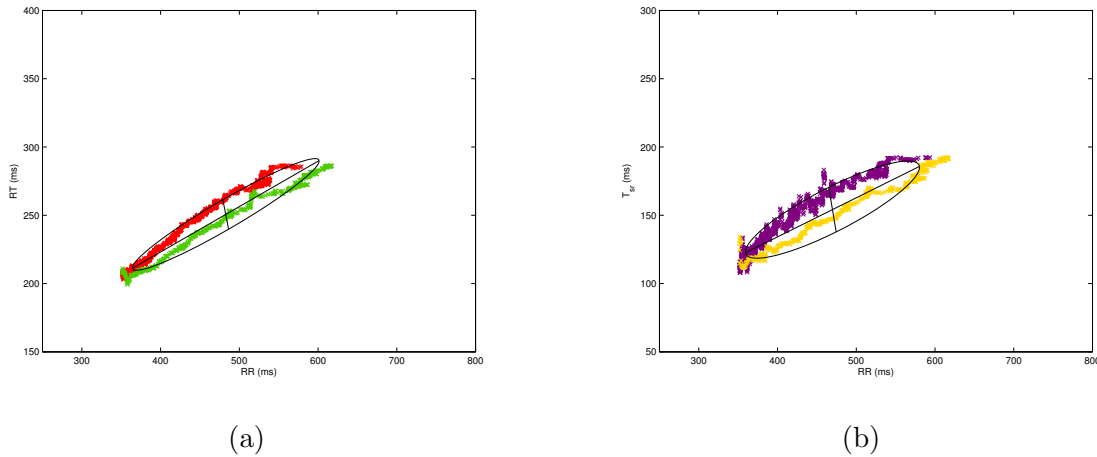


Figura 4.5: Sujeto 22, deportista de bajo nivel de entrenamiento. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

figura 4.6; mientras que los p-valores obtenidos para este análisis se muestran en la tabla B junto con la mediana y desviación mediana absoluta.

| | Alto nivel | Bajo nivel | p-valor |
|---|------------------------|------------------------|---------------|
| Área elipse ($1 \cdot 10^4 \text{ ms}^2$) | 6.6530 ± 2.3152 | 6.7290 ± 1.6696 | 0.3722 |
| Eje mayor (ms) | 244.7900 ± 31.5259 | 254.0578 ± 45.9104 | 0.8777 |
| Eje menor (ms) | 36.8957 ± 6.4256 | 31.1860 ± 6.1096 | 0.0455 |

Tabla 4.1: Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización RT.

A la vista de los resultados para el índice RT, el eje menor de la elipse de regresión es estadísticamente significativo ya que su p-valor asociado es menor a 0.05. Por tanto, podría estudiarse para clasificar entre alto y bajo nivel de entrenamiento. Por contra, el eje mayor tiene un p-valor muy alto, con lo que la medida de área de la elipse tampoco resulta estadísticamente significativa.

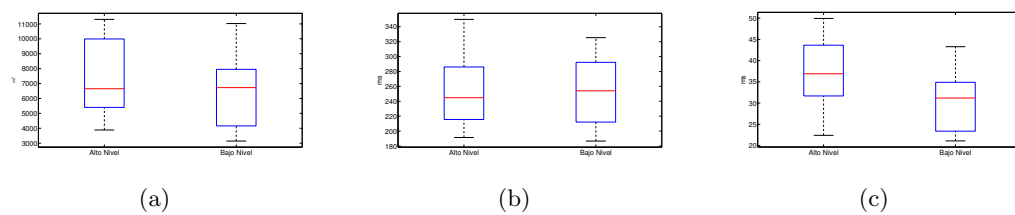


Figura 4.6: Diagrama de caja de los parámetros de la elipse calculados sobre el índice de repolarización RT para las dos poblaciones de sujetos: (a) área, (b) eje mayor y (c) eje menor.

Si procedemos de igual forma para el índice T_{sr} , podemos observar la distribución de los parámetros en la figura 4.7. A la vista de los resultados de la tabla B, ninguno de sus parámetros resulta estadísticamente significativo. Si bien es cierto en este caso, tanto el área como el eje menor de la elipse se encuentran cerca de la condición de significación. En el lado opuesto se encuentra el eje mayor con un p-valor muy alto, por lo que hay un alto parecido en los datos entre los dos grupos de sujetos estudiados.

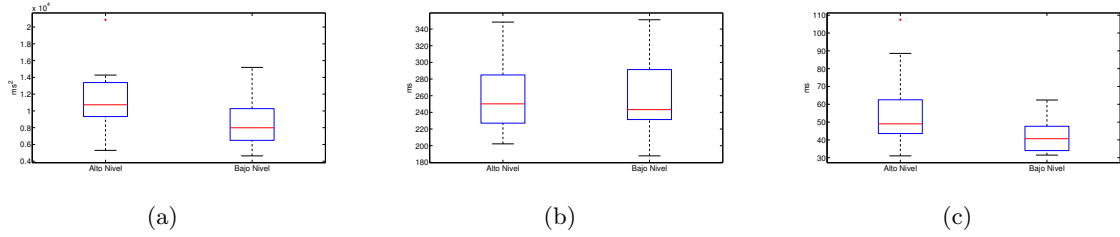


Figura 4.7: Diagrama de caja de los parámetros de la elipse calculados sobre el índice de repolarización T_{sr} para las dos poblaciones de sujetos: (a) área, (b) eje mayor y (c) eje menor.

| | Alto nivel | Bajo nivel | p-valor |
|---|------------------------|------------------------|---------|
| Área elipse ($1 \cdot 10^4 \text{ ms}^2$) | 10.7321 ± 1.7400 | 7.9891 ± 1.8537 | 0.0794 |
| Eje mayor (ms) | 250.2282 ± 23.1733 | 243.3013 ± 35.4403 | 0.9264 |
| Eje menor (ms) | 49.0117 ± 7.4327 | 40.6663 ± 6.6756 | 0.0694 |

Tabla 4.2: Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización T_{sr} .

Capítulo 5

Discusión

El objetivo de este capítulo es analizar las decisiones metodológicas que se han tomado a lo largo del trabajo y como éstas han podido o no afectar a los resultados del mismo. Además, se tratará de contextualizar dichos resultados con los ya presentes en la literatura si los hubiere.

5.1. Discusión metodológica

En primer lugar, a la vista del número de sujetos de cada tipo del que se dispone en la base de datos: 9 de alto nivel, 3 de tipo confirmado, 9 de tipo moderado y 2 de tipo sedentario, se decide combinar los grupos primero y segundo, y tercero y cuarto, respectivamente. El primero de los motivos es que el número de horas de entrenamiento de un deportista de alto nivel y de uno confirmado son comparables y lo mismo sucede para los deportistas moderados, que practican deporte de forma ocasional, y las personas sedentarias. El segundo de los motivos, desde el punto de vista el análisis estadístico, no se pueden obtener resultados fiables comparando entre sí poblaciones tan desbalanceadas.

Desde el punto de vista del procesado del ECG se ha propuesto una modificación a la hora de elegir el punto a considerar como cero isoelectrico debido a los altos ritmos cardiacos alcanzados a lo largo de la prueba. De manera clásica, se viene tomando dicho valor como un promedio del valor de señal entre los 80 y 85 milisegundos previos al complejo QRS. Debido a que la señal a procesar corresponde a una prueba de esfuerzo, llega un momento en el que el ritmo cardiaco es lo suficientemente alto para que las ondas acorten su duración y el punto elegido de dicha manera no se encontrará en la zona isoelectrica entre P y Q, sino que estará sobre la onda. Al ser conscientes de este hecho, se estudian distintos casos para modificar el criterio. Tras ello se decide tomar la siguiente decisión: para RRs mayores o iguales a 430 milisegundos se toma el cero isoelectrico 60 milisegundos antes del QRS; para RRs menores a 430 milisegundos se toma el cero isoelectrico tan sólo 40 milisegundos antes. Con esta elección cumplimos con nuestro objetivo pero queda en el aire la pregunta de por qué se decide modificar también los 80 milisegundos que funcionarían bien para el reposo y el comienzo de la prueba. La explicación es que se busca minimizar el número de cambios de criterio tratando de cumplir con el objetivo a la vez para ritmos para ritmos cardiacos de reposo, medios y altos de ahí el cambio de 80 a 60 milisegundos, dejando los 40 milisegundos sólo para los ritmos más altos.

Otra decisión en términos de procesado fue el tipo de técnica de delineación de los

registros: uniderivacional o multiderivacional. Como se indicó en la memoria, por un lado, no se disponen de las derivaciones estándar sobre las que construir tres ortogonales entre sí. Por otro lado, la forma de la onda T cambia en gran medida a lo largo de la prueba de esfuerzo, por lo que se descarta utilizar técnicas basadas en la estadística de la señal y, por tanto, técnicas multiderivacionales.

Surgió en ese momento la necesidad de elegir la derivación óptima para su delineación. Debido a que el ruido es un factor determinante en cualquier tipo de procesamiento se optó por un criterio de SNR para minimizar en la manera de lo posible esta problemática.

Respecto de las técnicas utilizadas para calcular los índices de repolarización se optó por una técnica clásica y de eficacia probada, delineación, frente a una técnica novedosa, modelado del electrocardiograma mediante funciones gaussianas, para comprobar sus prestaciones.

Para la segunda de ellas, es necesario definir una ventana de onda T. En este trabajo se ha programado un algoritmo que calcula el final de dicha ventana de forma dinámica. Los resultados de aplicar dicho algoritmo y después las técnicas gaussianas han demostrado que son capaces de describir el mismo fenómeno que las técnicas clásicas sin necesidad de recurrir a la determinación de un punto crítico como es el final de la onda T.

Con los índices de repolarización calculados se caracterizó el área encerrada por la histéresis que sucede entre el esfuerzo y la recuperación. Para ello, y debido a la forma elipsoidal del bucle de histéresis, decidimos aproximar el área del bucle por el área de su elipse asociada. Mediante este tipo de regresión, además del área de la elipse podemos estudiar cómo de diferentes son sus ejes mayor y menor entre los distintos grupos de sujetos.

5.2. Discusión de los resultados en el estado del arte

Respecto de los resultados de nuestro estudio, se ha observado que el eje menor de la elipse de regresión para el índice RT resulta significativamente mayor en el grupo de sujetos con alto nivel de entrenamiento frente a los de bajo. Esto indica que para sujetos altamente entrenados el comportamiento de la repolarización es notablemente distinto en la zona de esfuerzo frente a la zona de recuperación mientras que para sujetos poco entrenados esa diferencia es mínima.

El eje menor de la elipse calculada para el índice T_{sr} no ha resultado significativo en la separación de los dos grupos de sujetos, aunque existen marcadas diferencias entre ambos ($p\text{-valor} < 0.07$). Hipotetizamos que esto es debido a que ha habido una dispersión mayor en la medida, haciendo que pequeñas variaciones hayan decantado la balanza negativamente hacia la no significación del test estadístico.

Por otro lado, el eje mayor ha arrojado un $p\text{-valor}$ alto, lo que indica que no puede utilizarse para la separación de los dos grupos de sujetos según su nivel de entrenamiento.

Si calculamos el área de la elipse, al ser un valor dependiente de los ejes mayor y menor, y teniendo un tamaño superior el primero de ellos, al computar el área tampoco existe diferencia significativa entre los dos grupos de sujetos.

Si tratamos de contextualizar nuestro estudio dentro de la literatura, se encuentran diversos estudios acerca de *la repolarización precoz*. Se entiende como ésta a un fenómeno de deflexión justo posterior al complejo QRS. Se asocia con otros cambios en el ECG como voltajes mayores de QRS o la elevación del segmento ST, hechos comunes en sujetos altamente entrenados

[22]. Los índices de repolarización cuantificados en este estudio podrían añadir información adicional a la obtenida mediante los índices habitualmente descritos en la literatura.

Otros estudios defienden la utilidad de otras técnicas de registro como el ecocardiograma en la revisión preparticipativa de deportistas de competición. Se cree que algunas de las alteraciones estructurales cardiacas pueden pasar inadvertidas en el examen médico y en el ECG, mientras que, en cambio, pueden ser fácilmente reconocibles en el ecocardiograma [23].

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

6.1. Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado una metodología de análisis uniderivacional con la cual se han logrado cuantificar de forma robusta índices representativos de la repolarización ventricular en sujetos con distinto nivel de entrenamiento sometidos a una prueba de esfuerzo.

Se han planteado dos metodologías: una clásica, basada en los resultados de la delineación del ECG, y otra más novedosa, investigando métodos de ajuste del ECG mediante Gaussianas, dando así lugar al estudio de los intervalos RT y T_{sr} , respectivamente. Ambos representan duraciones temporales de la repolarización pero se han obtenido de forma distinta: el RT atendiendo a criterios temporales y frecuenciales y el T_{sr} atendiendo a criterios morfológicos. Se concluye que ambos sirven para describir la repolarización.

Para el segundo de ellos, T_{sr} , se diseñó un algoritmo variable con el ritmo cardiaco capaz de delimitar las ondas T de todas las derivaciones disponibles para, a posteriori, realizar el procesado que se desee.

Además, se ha llevado a cabo la caracterización de la dependencia de cada uno de estos índices con la frecuencia cardiaca y se ha estudiado en ellos las diferencias entre aumentos y decrementos en la frecuencia inducidos durante una prueba esfuerzo. Todo ello se ha estudiado sobre dos poblaciones de diferente condición física con el objetivo de establecer diferencias entre las mismas.

Como conclusión podemos afirmar que existe una diferencia significativa entre la respuesta de la repolarización ventricular a los cambios del ritmo cardiaco entre deportistas altamente entrenados y sujetos cuyo nivel de entrenamiento es menor. Esta diferencia puede deberse a los cambios electrofisiológicos inducidos por la práctica prolongada de la actividad deportiva.

Debido a la mayor incidencia de muerte súbita cardiaca en deportistas de alto nivel, los resultados de este proyecto podrían tener utilidad en la evaluación de factores de riesgo de dicha patología y su prevención.

6.2. Líneas futuras

Este proyecto, enmarcado en el contexto de investigación biomédica de los cambios inducidos en el sistema cardiovascular debido a la adaptación al esfuerzo, plantea nuevas y futuras líneas de investigación.

Se proponen, por tanto, las siguientes líneas futuras.:

- Estudiar otras técnicas de medición de la repolarización ventricular.
- Analizar otras informaciones presentes en los datos procesados que no sean el bucle de repolarización ventricular.
- Plantear la utilidad del semieje menor de la elipse como factor a tener en cuenta en el estudio de muerte súbita cardíaca.

Bibliografía

- [1] O. M. de la Salud (OMS), “Prevención y control de las enfermedades cardiovasculares,” [Web] <http://www.who.int>, 12 de julio de 2014.
- [2] www.americanheart.org *American Heart Association*, 2007.
- [3] J. P. Higgins and A. Andino, “Soccer and sudden cardiac death in young competitive athletes: a review,” *Journal of Sports Medicine*, vol. 2013, p. 7, 2013.
- [4] J. Marrugat, R. Elosua, and M. Gil, “Muerte súbita (I). Epidemiología de la muerte súbita cardíaca en España,” *Revista Española de Cardiología*, vol. 52, 1999.
- [5] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier, 2005.
- [6] J. Ramírez, “Caracterización y cuantificación de los parámetros de la repolarización cardíaca,” *Proyecto Fin de Carrera. Universidad de Zaragoza*, 2011.
- [7] J. W. Hurst, “Naming of the waves in the ECG, with a brief account of their genesis,” *Journal of the American Heart Association*, vol. 98, pp. 1937–1942, 1998.
- [8] A. Varró and I. Baczkó, “Possible mechanisms of sudden cardiac death in top athletes: a basic cardiac electrophysiological point of view,” *Pflügers Arch*, vol. 460 (1), pp. 31–40, 2010.
- [9] R. Coppini, C. Ferrantini, L. Yao, P. Fan, M. D. Lungo, F. Stillitano, and et al., “Late sodium current inhibition reverses electromechanical dysfunction in human hypertrophic cardiomyopathy,” *Circulation of American Heart Association*, vol. 127, pp. 575–584, 2013.
- [10] G. Blain, O. Meste, A. Blain, and S. Bermon, “Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans,” *Amer. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 296, pp. 1651–1659, 2009.
- [11] R. Bailón, G. Laouini, C. Grao, M. Orini, and P. Laguna, “The integral pulse frequency modulation model with time-varying threshold: application to heart rate variability analysis during exercise stress testing,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 3, pp. 642–652, 2011.
- [12] E. Pueyo, J. Martínez, and P. Laguna, “Cardiac repolarization analysis using the surface electrocardiogram,” *Philosophical Transactions of the Royal Society*, vol. 367, pp. 213–233, 2009.

- [13] R. Bailón, J. Mateo, S. Olmos, P. Serran, J. Garcia, A. del Rio, I. Ferreira, and P. Laguna, "Coronary artery disease diagnosis based on exercise electrocardiogram indexes from repolarisation, depolarisation and heart rate variability," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 41 (5), pp. 561–571, 2003.
- [14] J. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, pp. 570–581, 2004.
- [15] G. E. Dower, "The ECGD: A derivation of the ECG from VCG leads," *Journal of Electrocardiology*, vol. 17, pp. 189–191, 1984.
- [16] F. Castells, P. Laguna, L. Sörnmo, A. Bollmann, and J. Roig, "Principal component analysis in ECG signal processing," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2007, p. 21, 2007.
- [17] F. Badilini, M. Vaglio, R. Dubois, P. Roussel, N. Serapa, I. Denjoy, F. Extramiana, and P. Maison-Blanche, "Automatic analysis of cardiac repolarization morphology using gaussian mesa function modeling," *Journal of Electrocardiology*, vol. 41, pp. 588–594, 2008.
- [18] L. Cabello, "Caracterización de las alteraciones en la onda T del electrocardiograma inducidas por efecto de la microgravedad," *Trabajo Fin de Grado. Universidad de Zaragoza*, 2014.
- [19] R. Dubois, P. Roussel, M. Vaglio, F. Extramiana, F. Badilini, P. Maison-Blanche, and G. Dreyfus, "Efficient modeling of ECG waves for morphology tracking," *Computers in Cardiology*, vol. 36, pp. 313–316, 2009.
- [20] D. Romero, E. Pueyo, M. Ringborn, and P. Laguna, "Spatial characterization of ischemia in 12-lead ECG recordings during PCI using both depolarization and repolarization indices," *Computers in Cardiology*, pp. 113–116, 2009.
- [21] W. W. Daniel, *Bioestadística: base para el análisis de las ciencias de la salud*. Limusa Willey, 2002.
- [22] F. Quattrini, A. Pelliccia, R. Assorgi, F. DiPaolo, M. Squeo, and et. al, "Benign clinical significance of J-wave pattern (early repolarization) in highly trained athletes," *Heart Rhythm*, vol. 11 (11), pp. 1974–1982, 2014.
- [23] G. Grazioli, B. Merino, S. Monserrat, B. V. anda Manel Azqueta, and el al., "Utilidad del ecocardiograma en la revisión preparticipativa de deportistas de competición," *Revista Española de Cardiología*, vol. 67 (9), pp. 701–705, 2014.

ANEXOS

Anexo A

Caracterización de la adaptación de la repolarización en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco

En las siguientes figuras se muestran las series de los índices de repolarización calculadas mediante las dos técnicas investigadas en este proyecto: **Delineación Uniderivacional** y **Bi-Gaussian Functions**. Los resultados se muestran separando a la población de estudio en función de su condición física igual que se ha hecho a lo largo del proyecto:

- Deportistas de alto nivel de entrenamiento.
- Deportistas de bajo nivel de entrenamiento.

A.1. Deportistas de alto nivel de entrenamiento

Sujeto 1

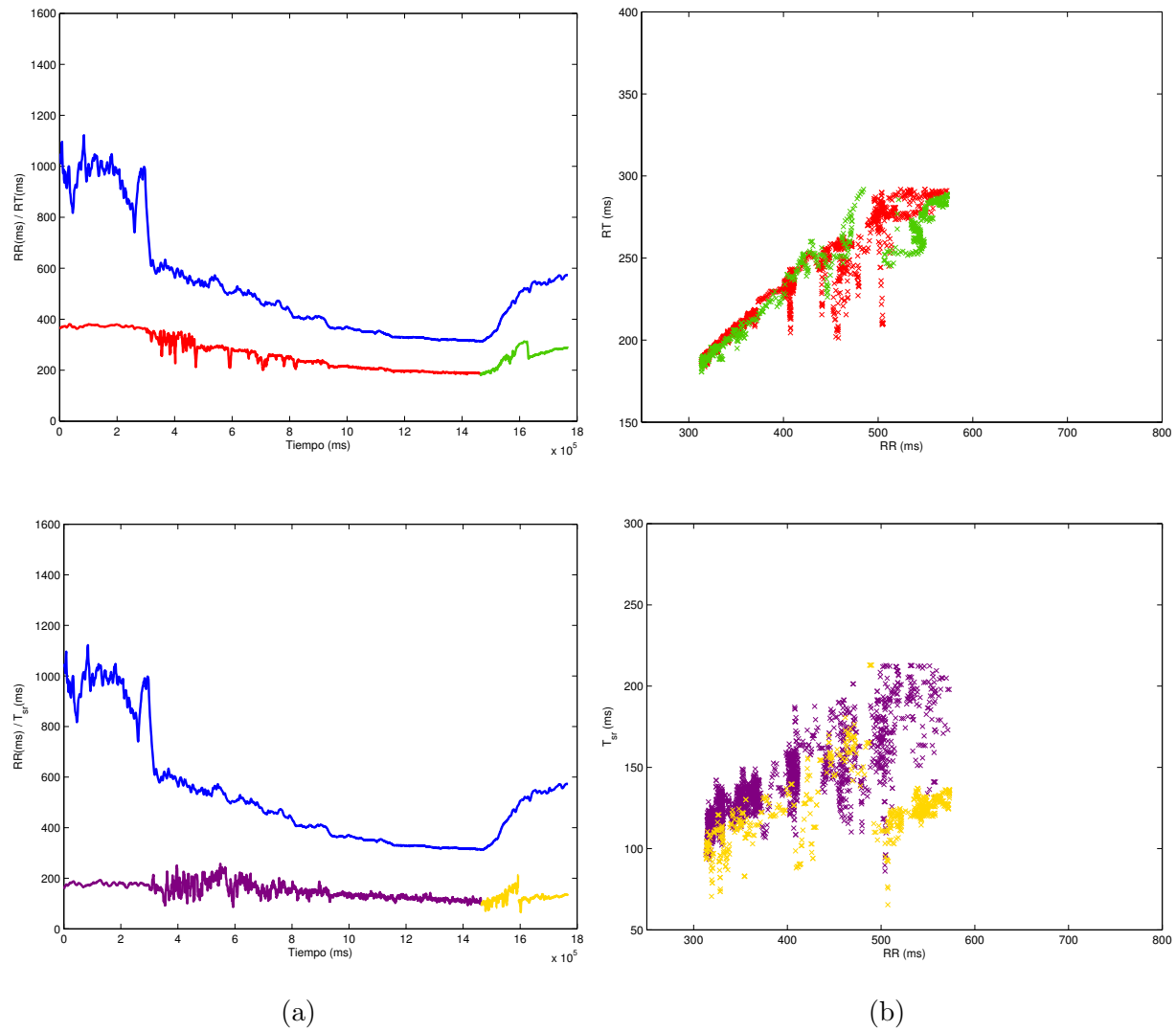


Figura A.1: Sujeto 1. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 3

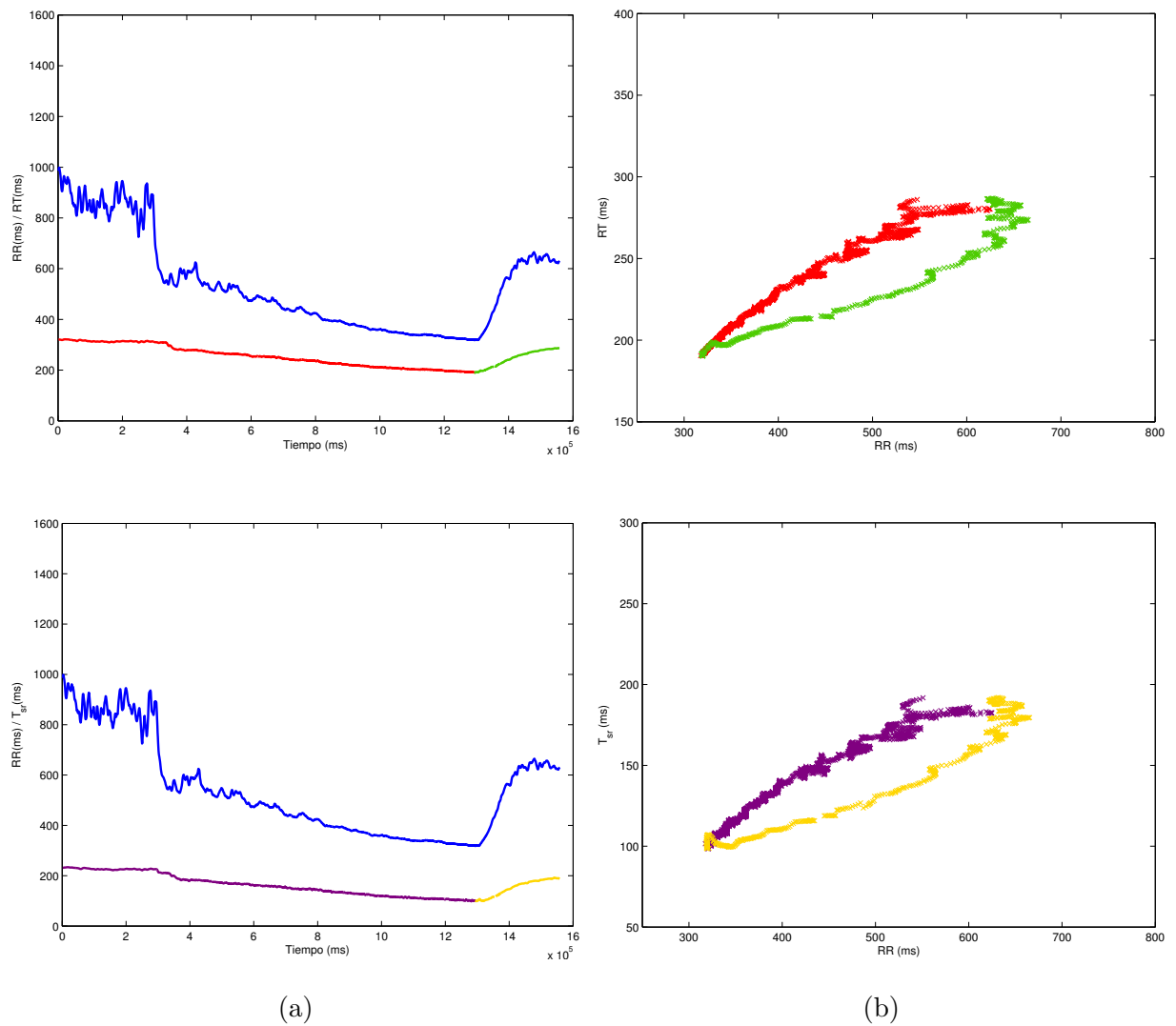


Figura A.2: Sujeto 3. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 6

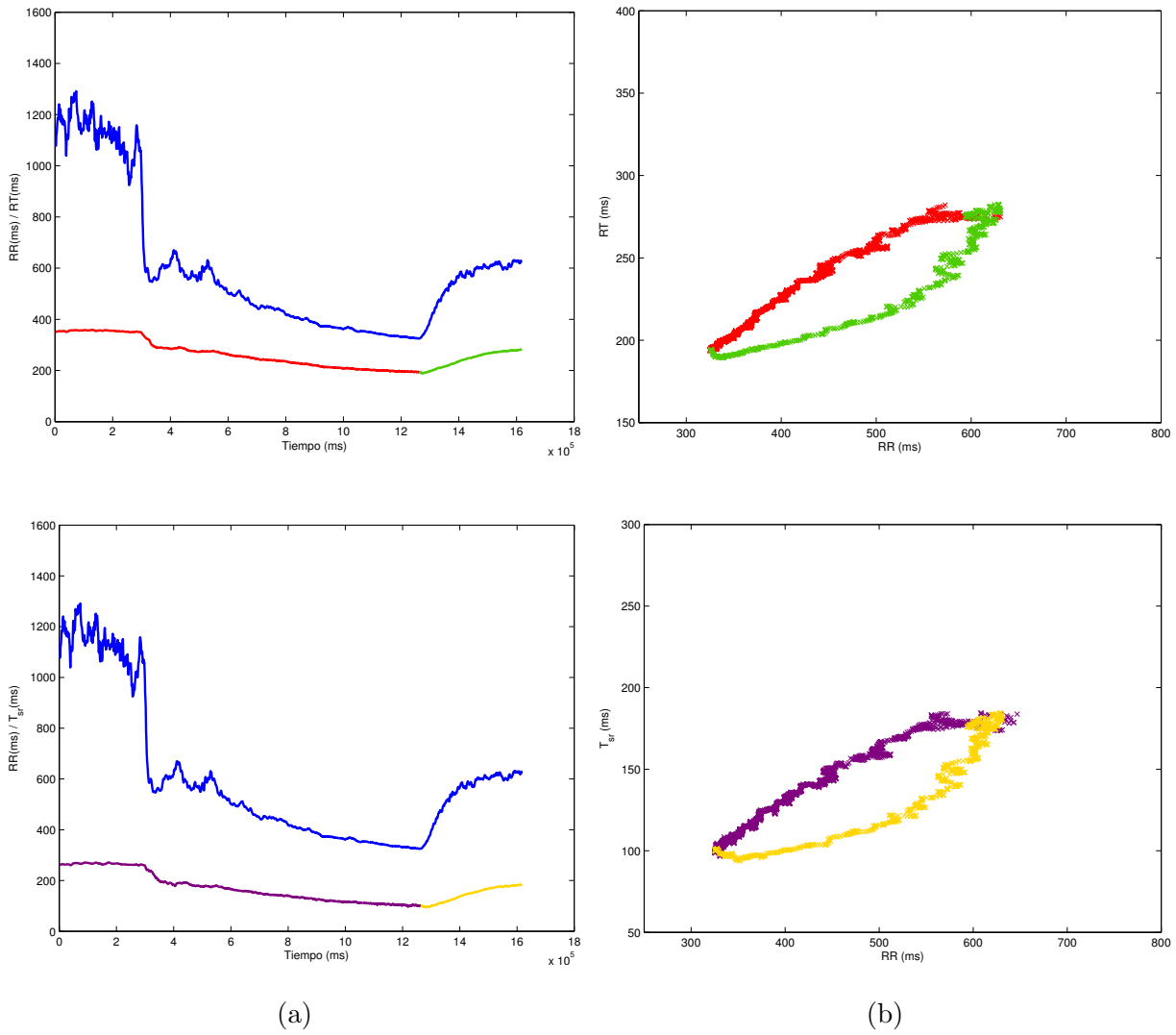


Figura A.3: Sujeto 6. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 7

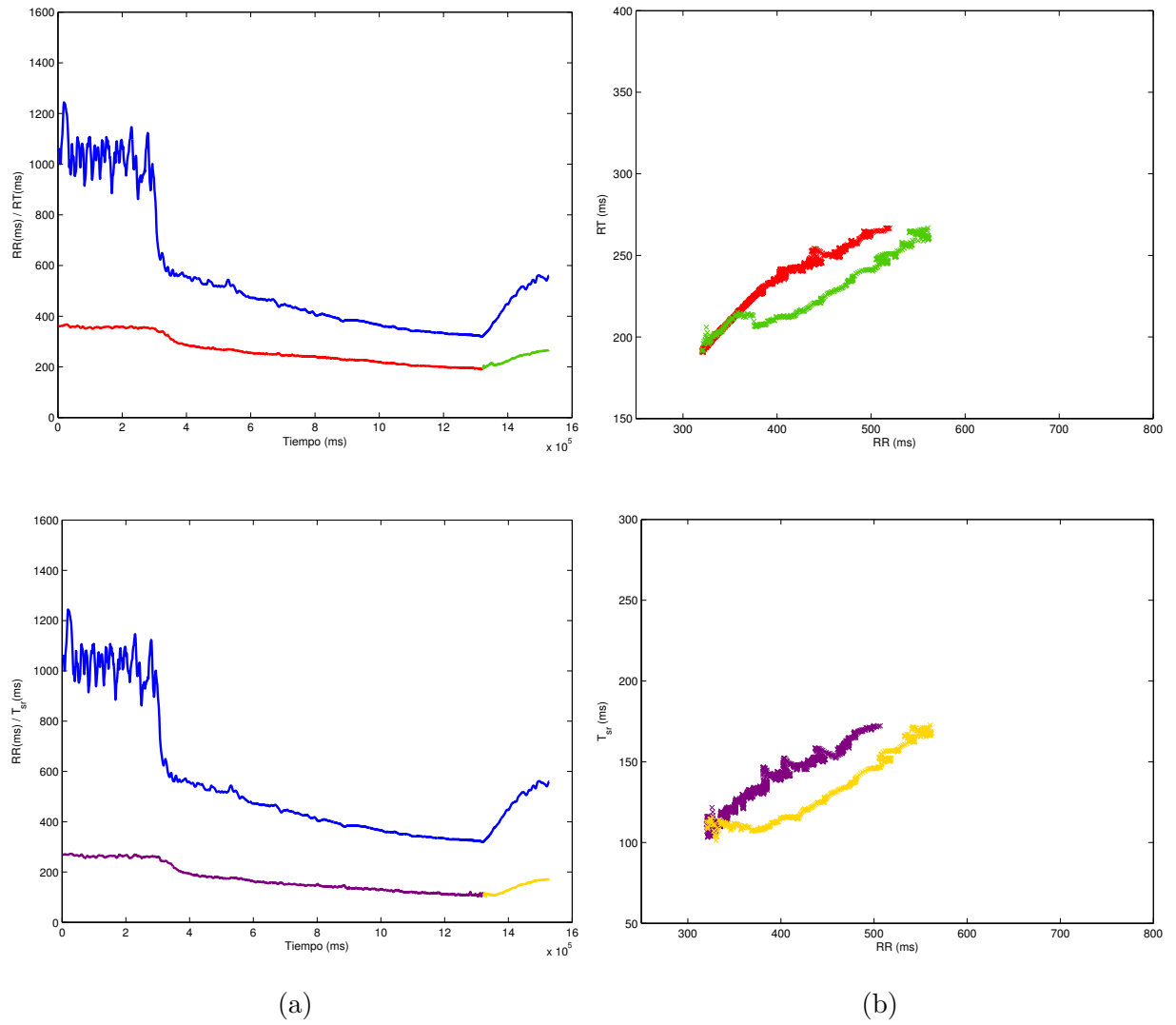


Figura A.4: Sujeto 7. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 9

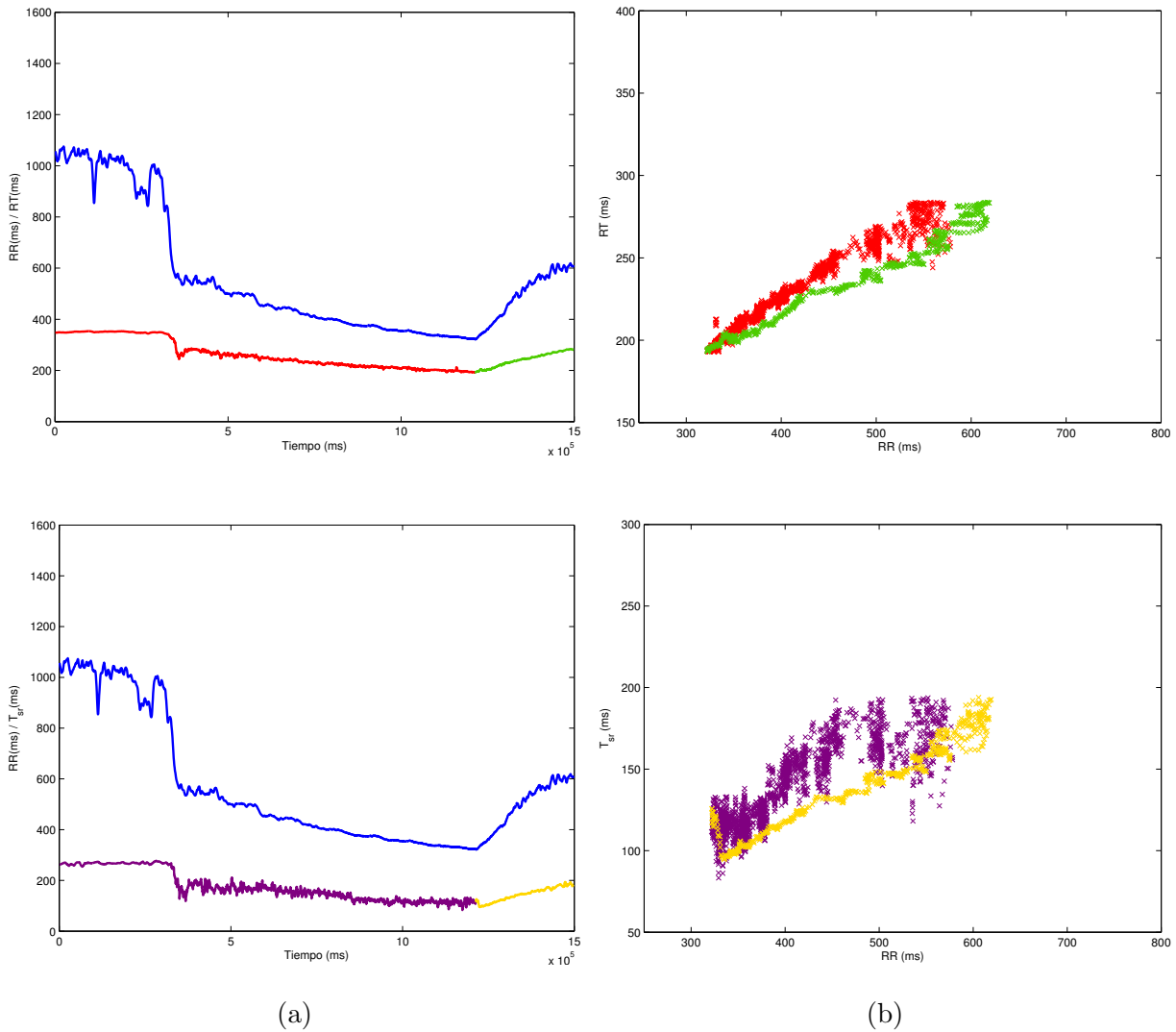


Figura A.5: Sujeto 9. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 11

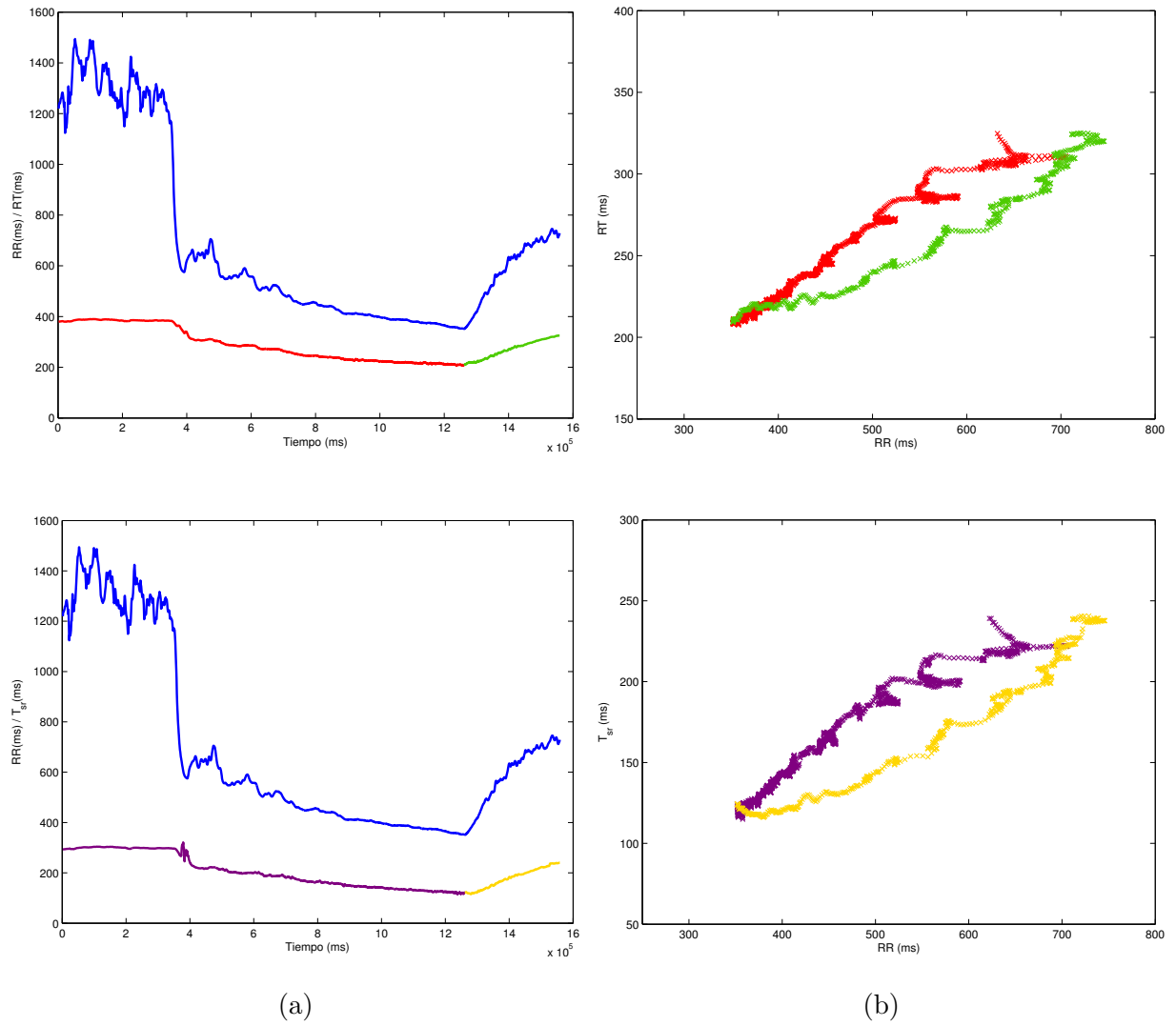


Figura A.6: Sujeto 11. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 12

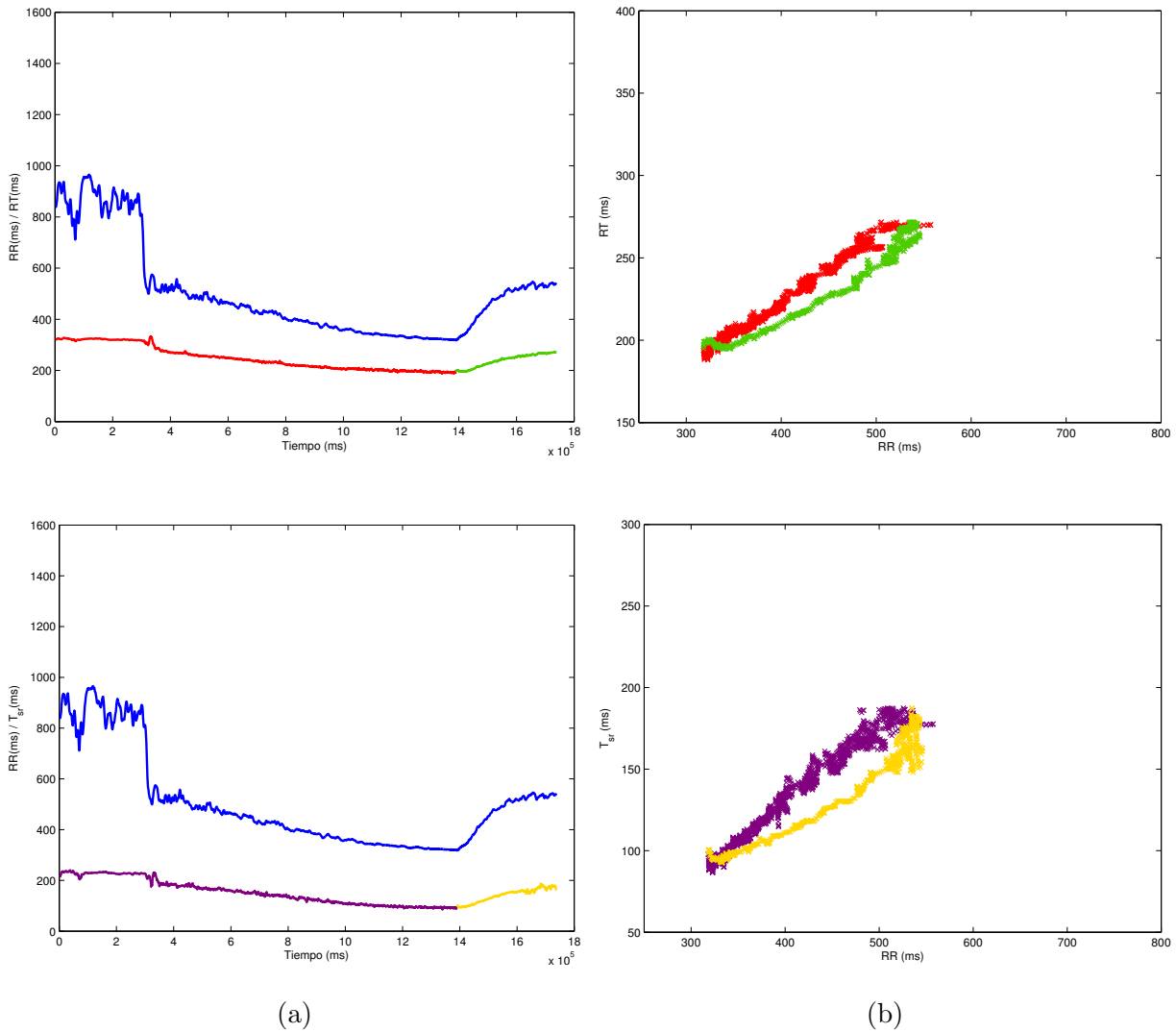


Figura A.7: Sujeto 12. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 13

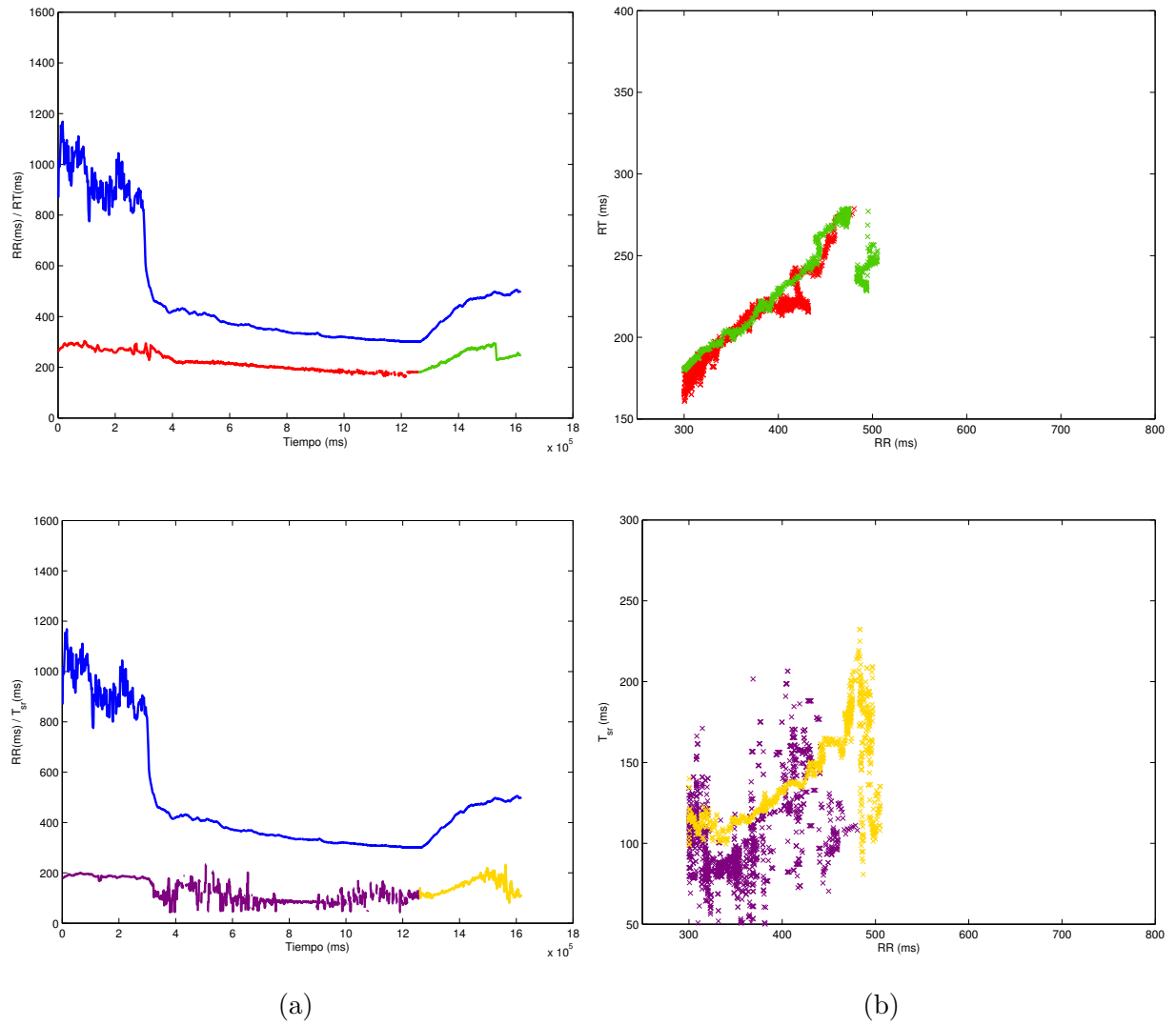


Figura A.8: Sujeto 13. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 14

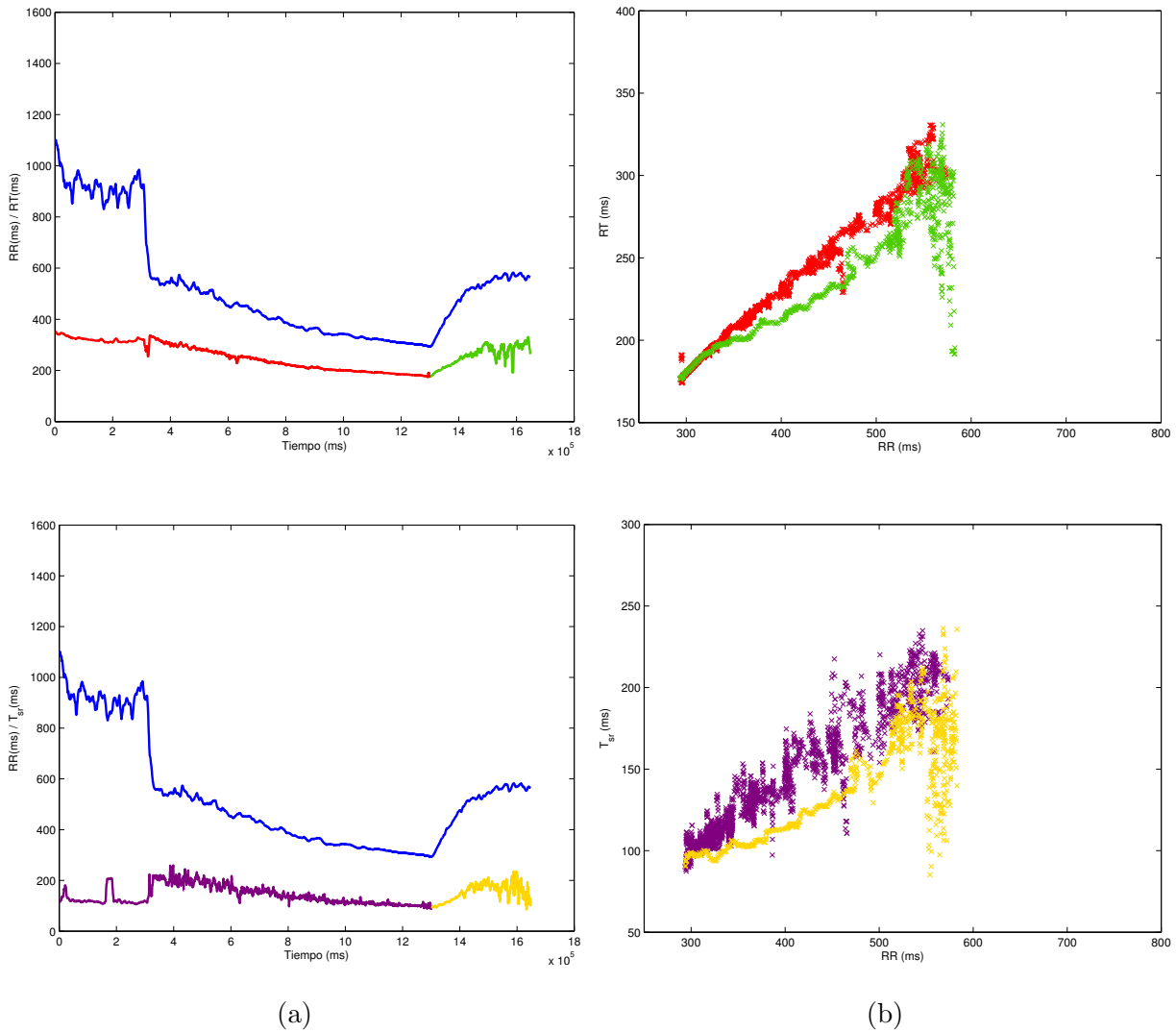


Figura A.9: Sujeto 14. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 17

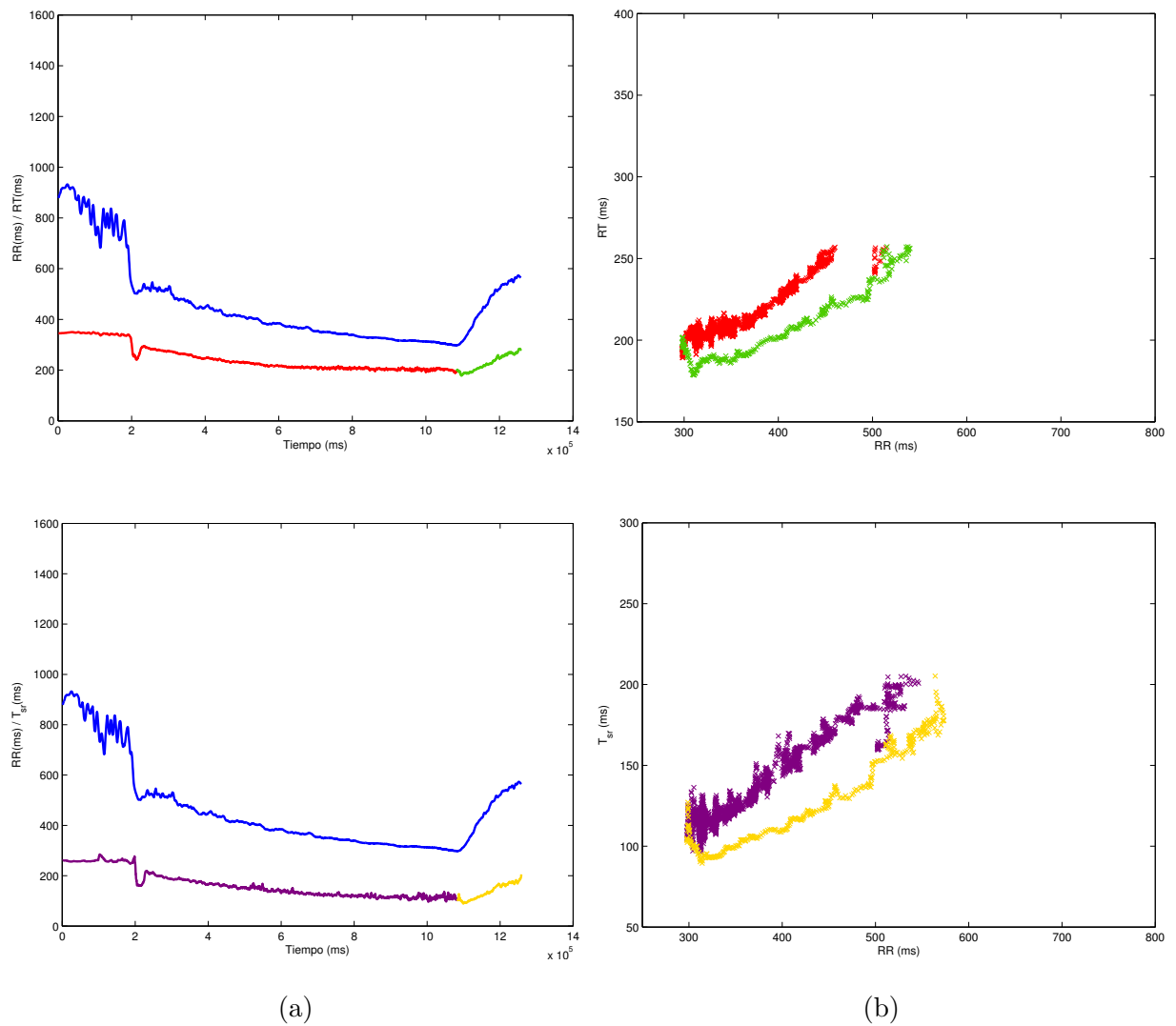


Figura A.10: Sujeto 17. (a) Evolución temporal del ritmo cardíaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardíaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 18

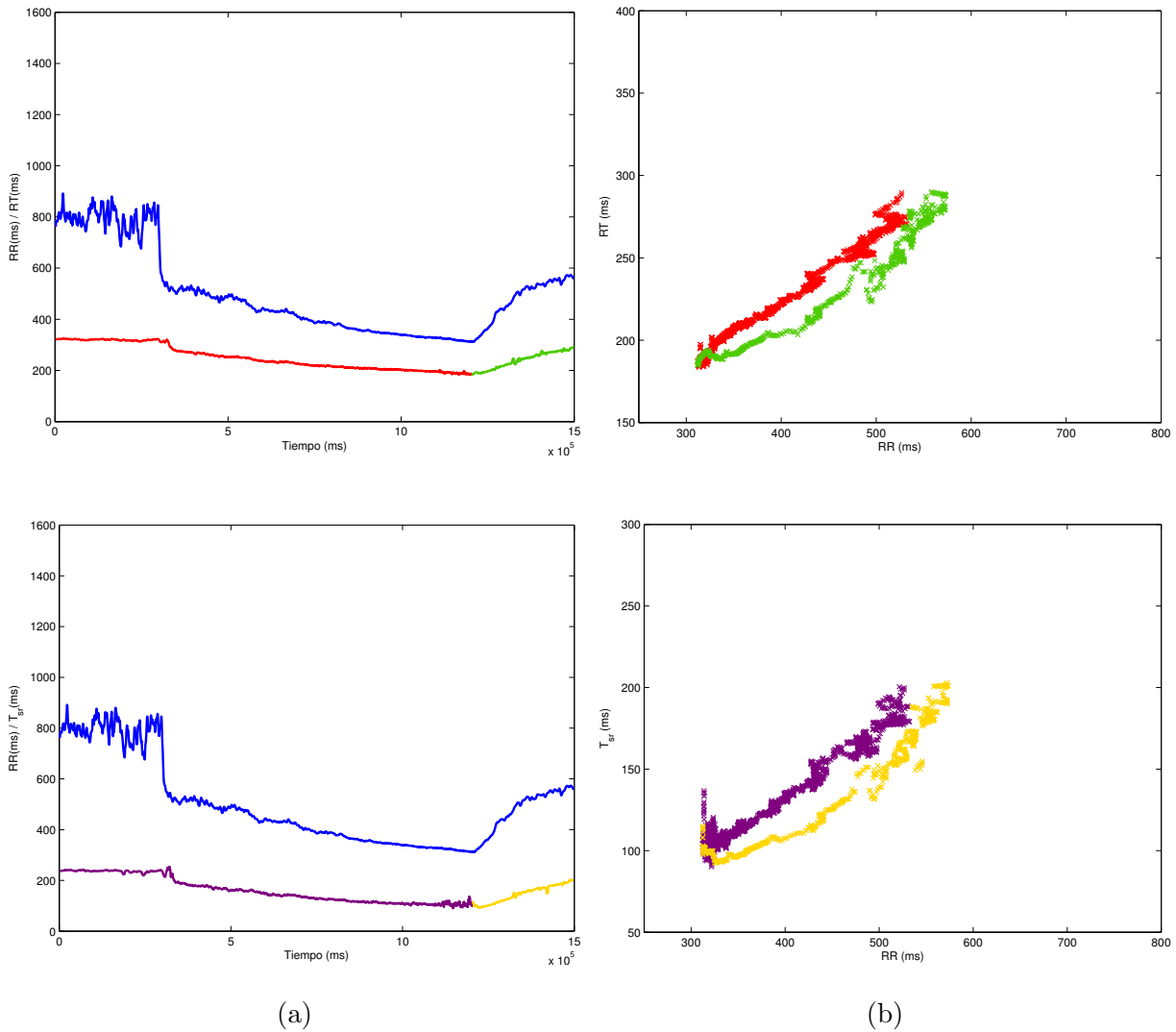


Figura A.11: Sujeto 18. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 19

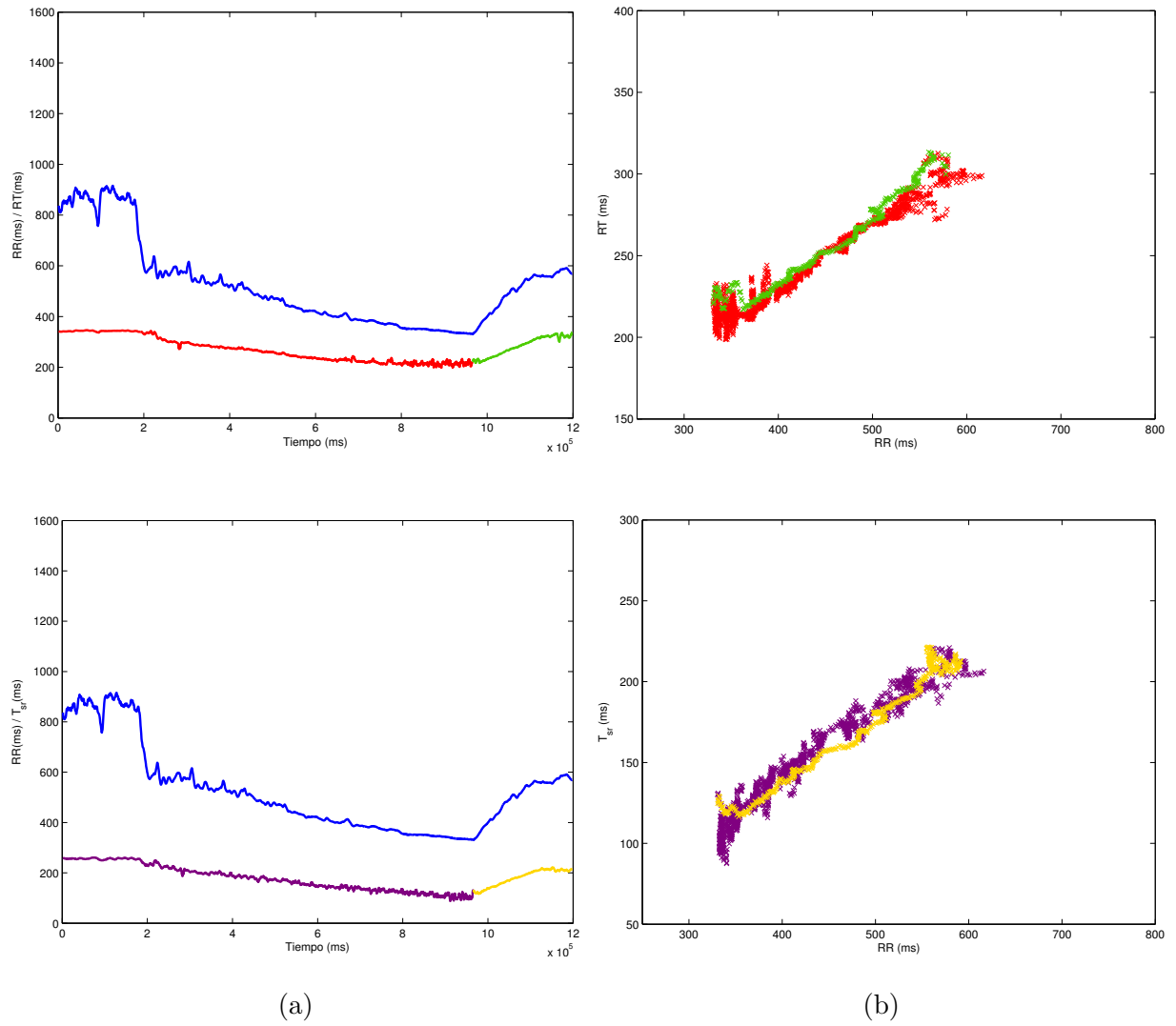


Figura A.12: Sujeto 19. (a) Evolución temporal del ritmo cardíaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardíaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

A.2. Deportistas de bajo nivel de entrenamiento

Sujeto 2

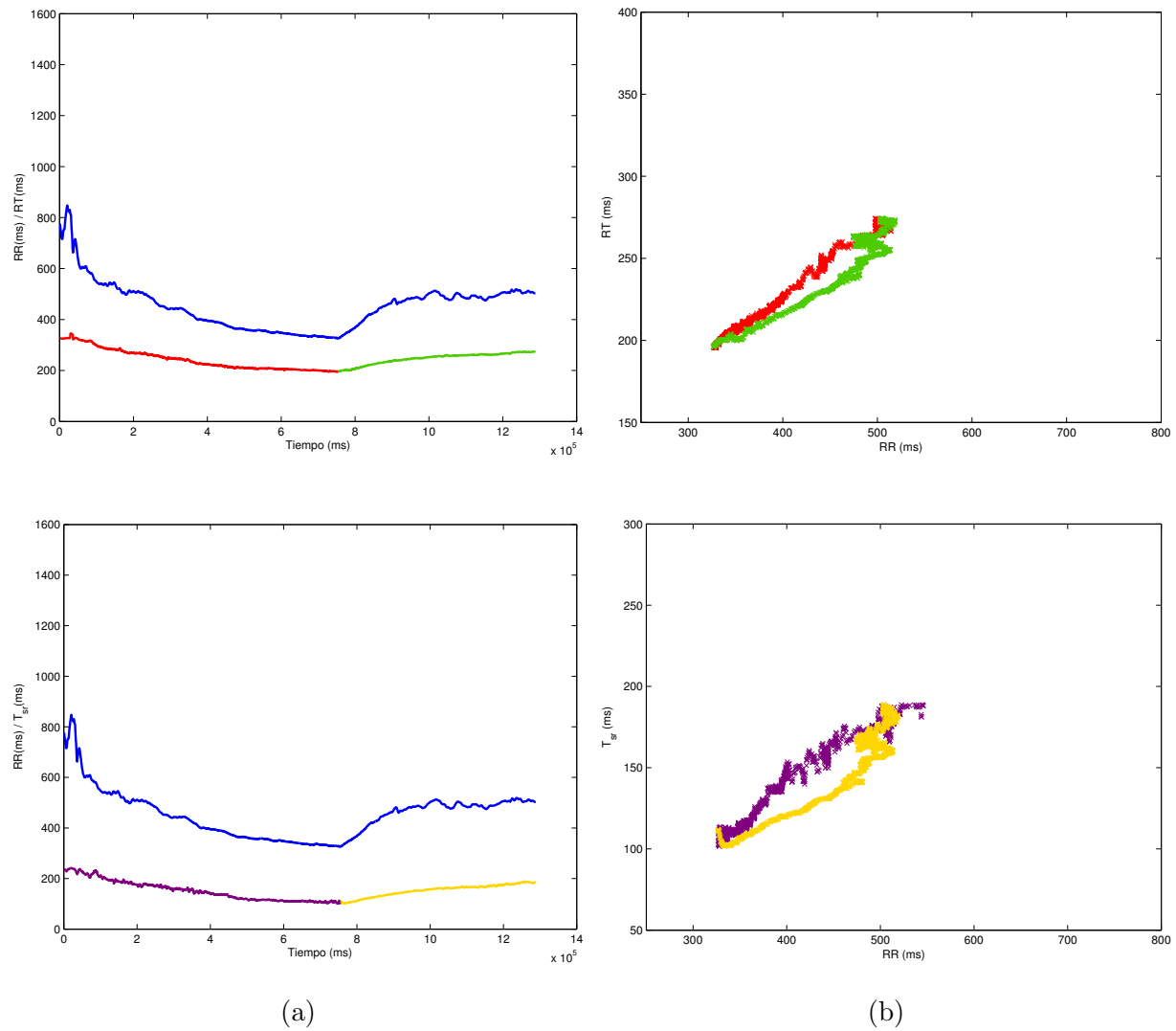


Figura A.13: Sujeto 2. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 4

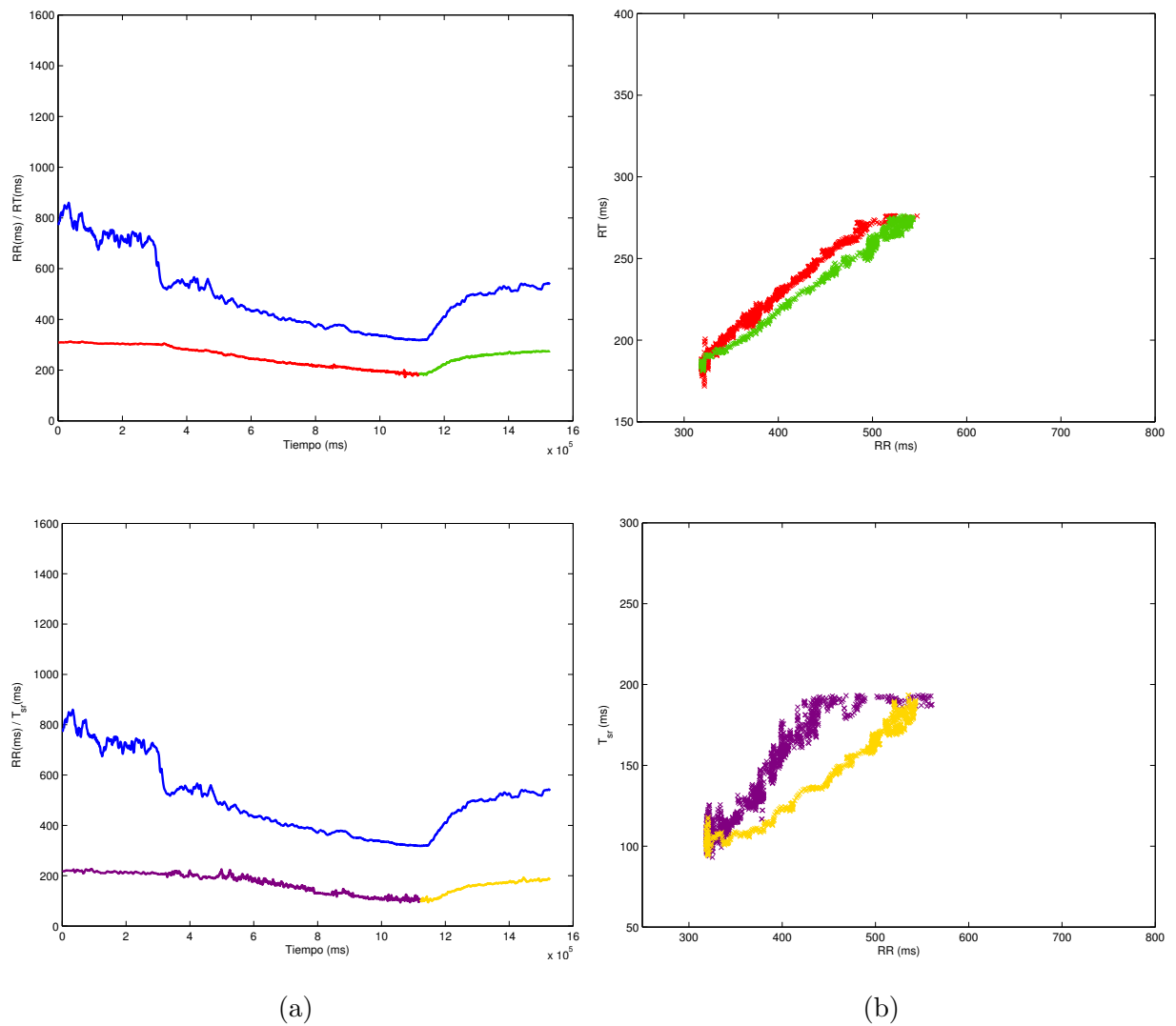


Figura A.14: Sujeto 4. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 5

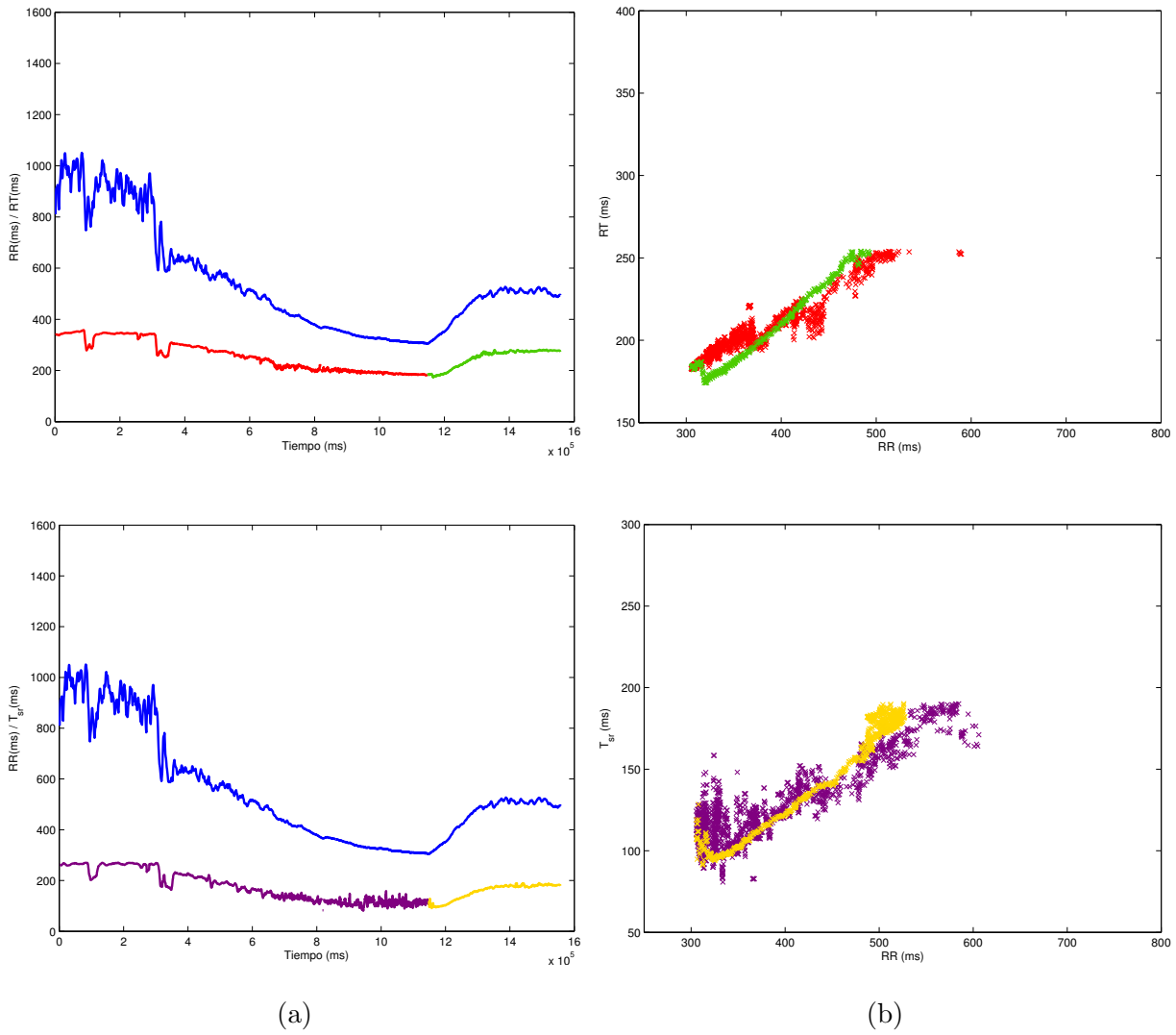


Figura A.15: Sujeto 5. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 8

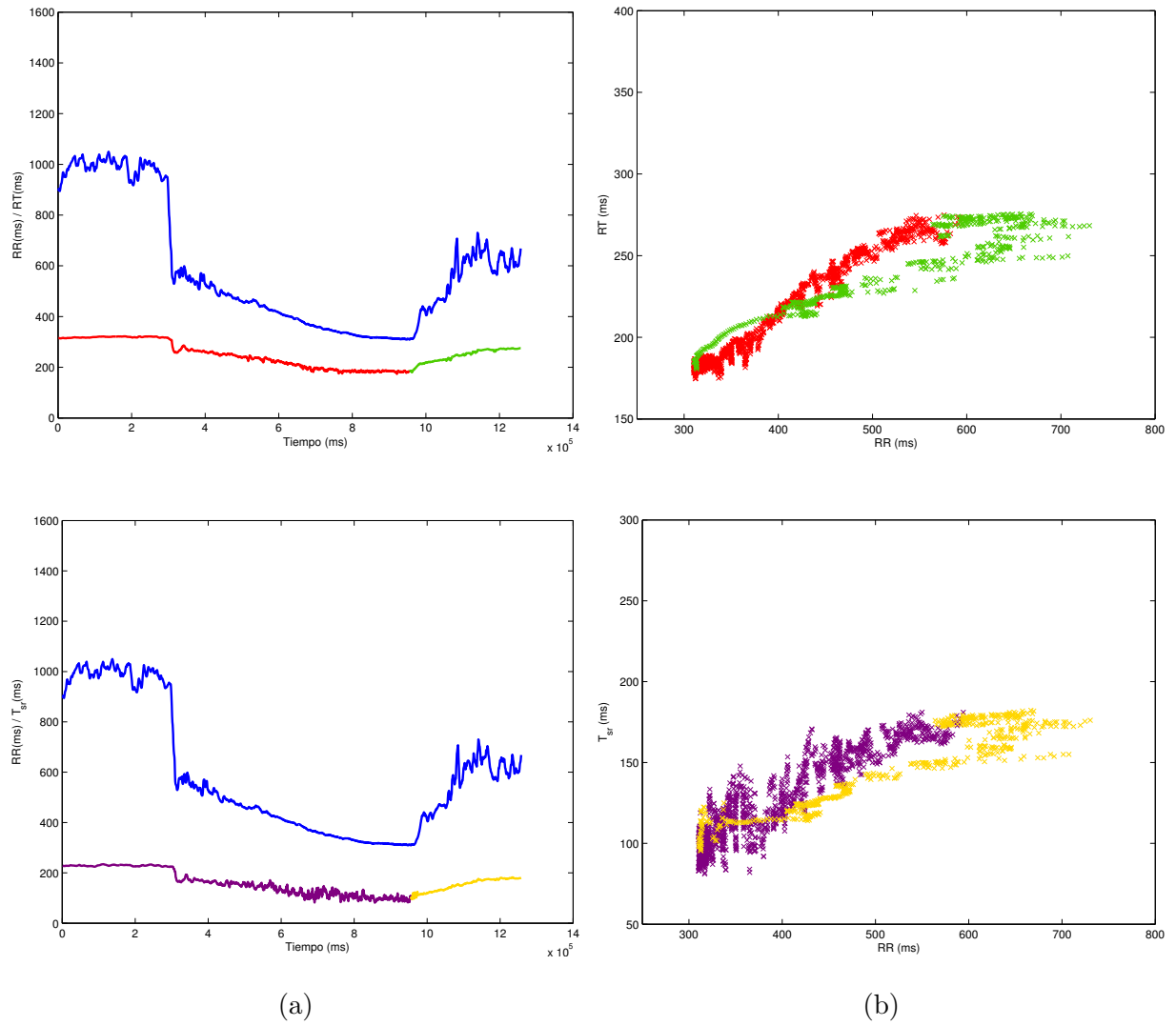


Figura A.16: Sujeto 8. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 10

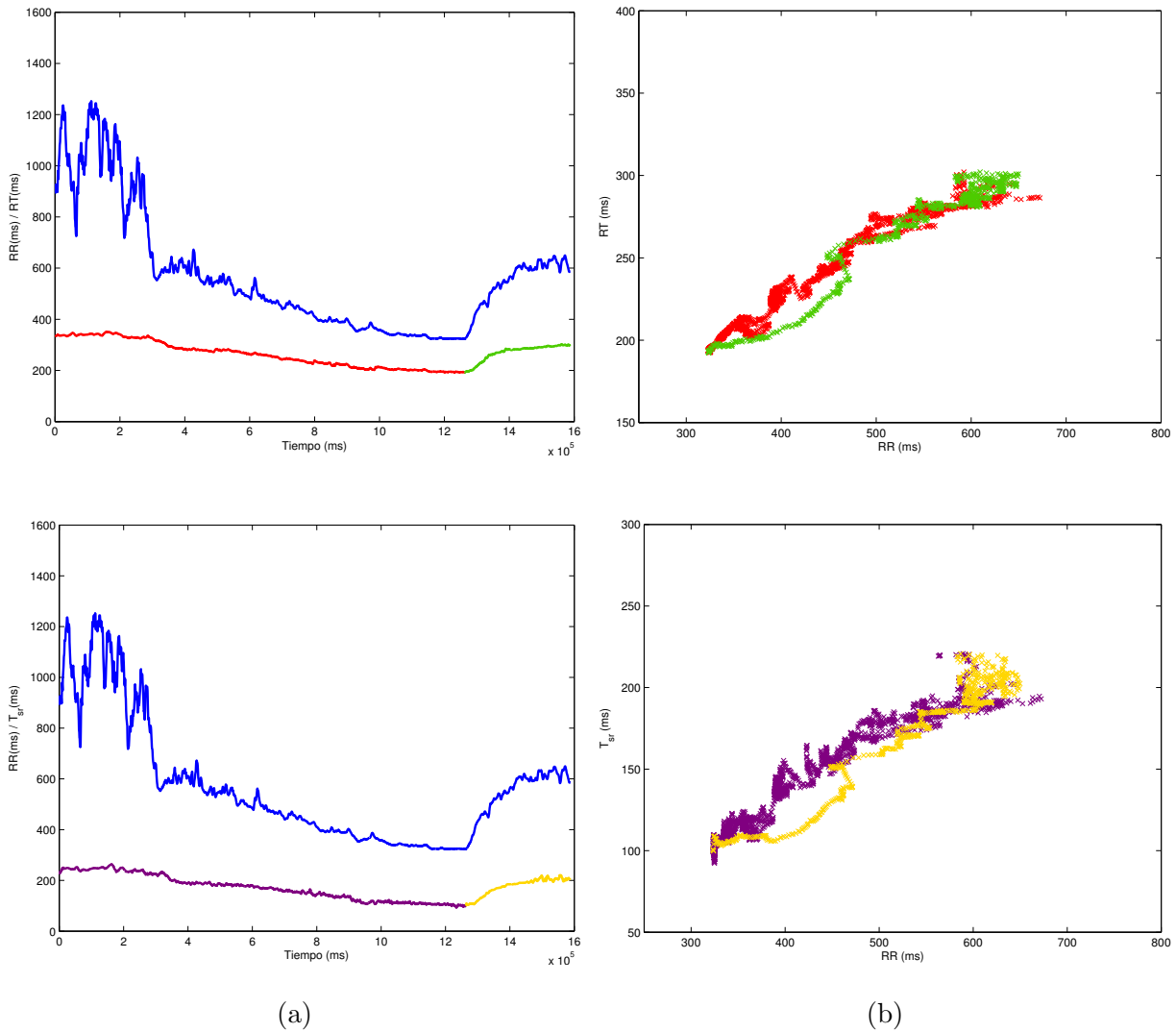


Figura A.17: Sujeto 10. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 15

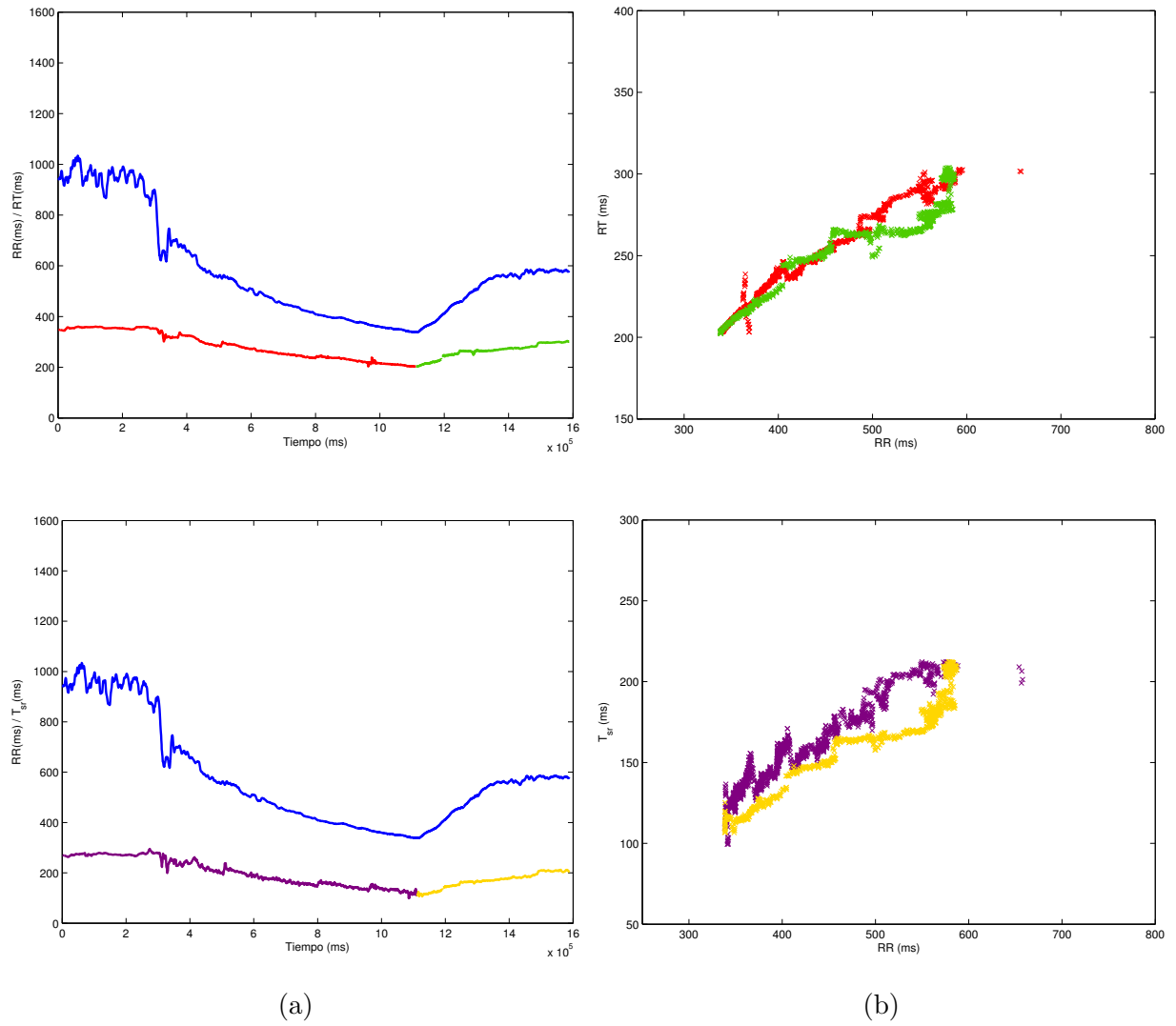


Figura A.18: Sujeto 15. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 16

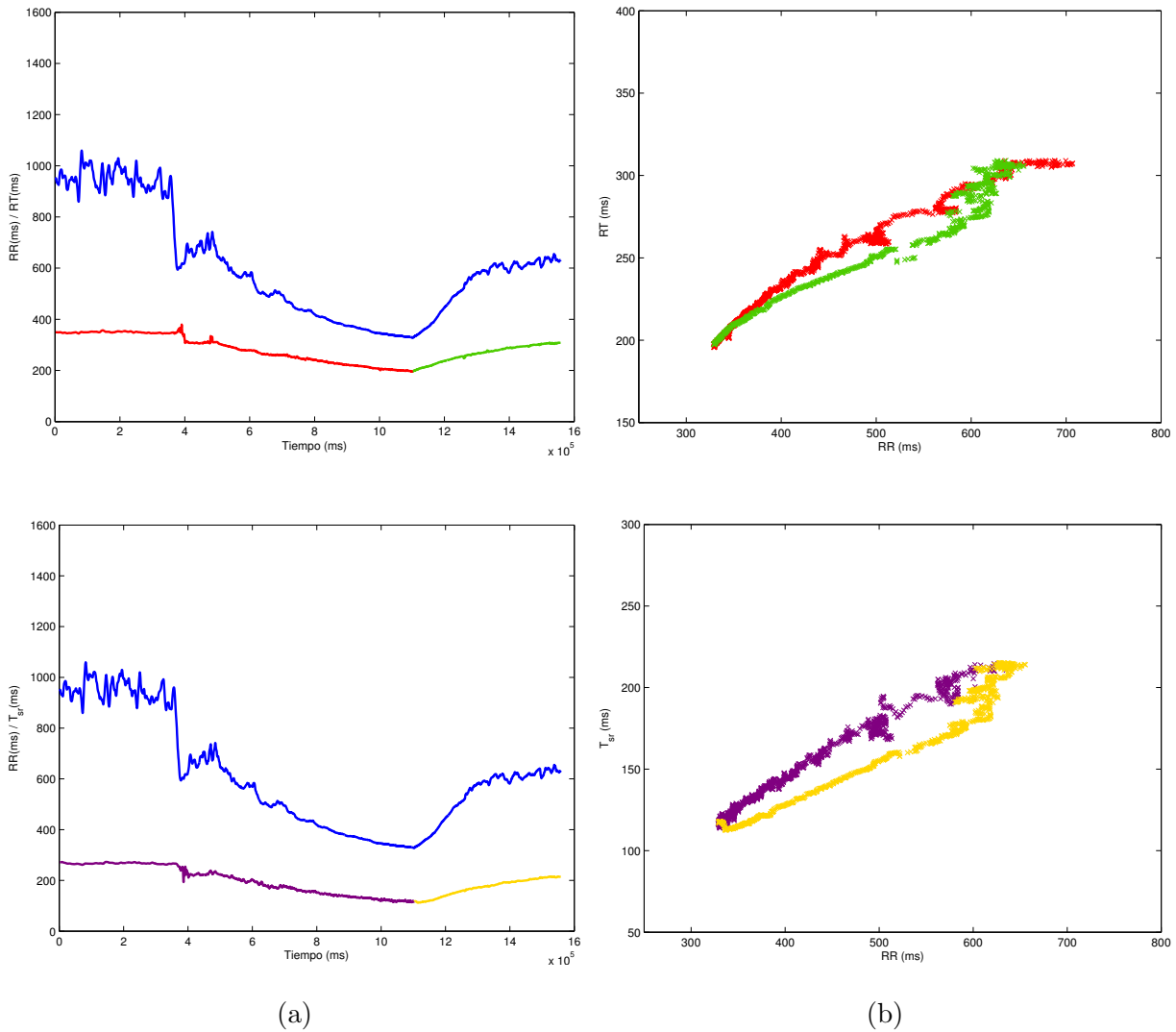


Figura A.19: Sujeto 16. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 20

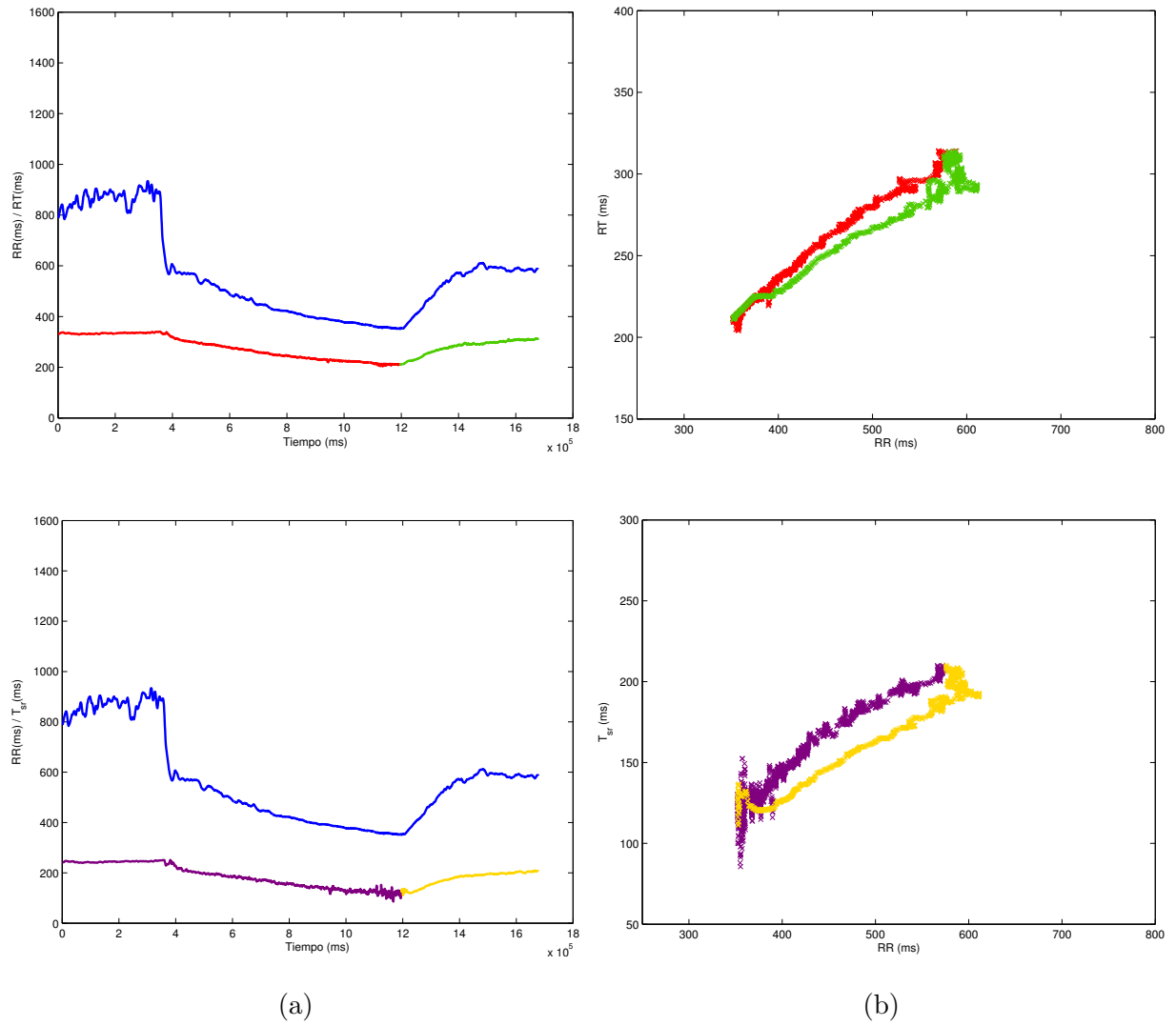


Figura A.20: Sujeto 20. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 21

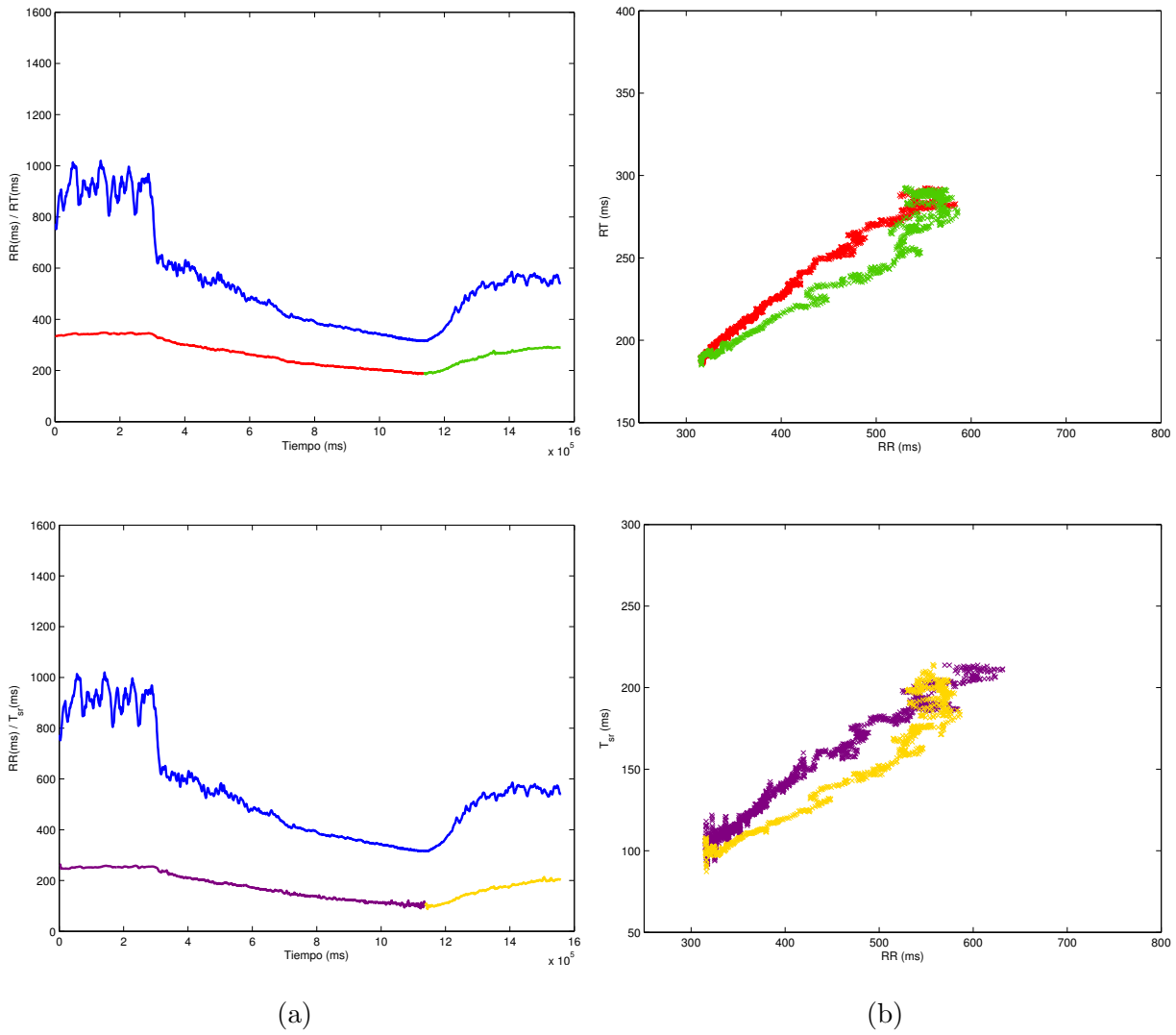


Figura A.21: Sujeto 21. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 22

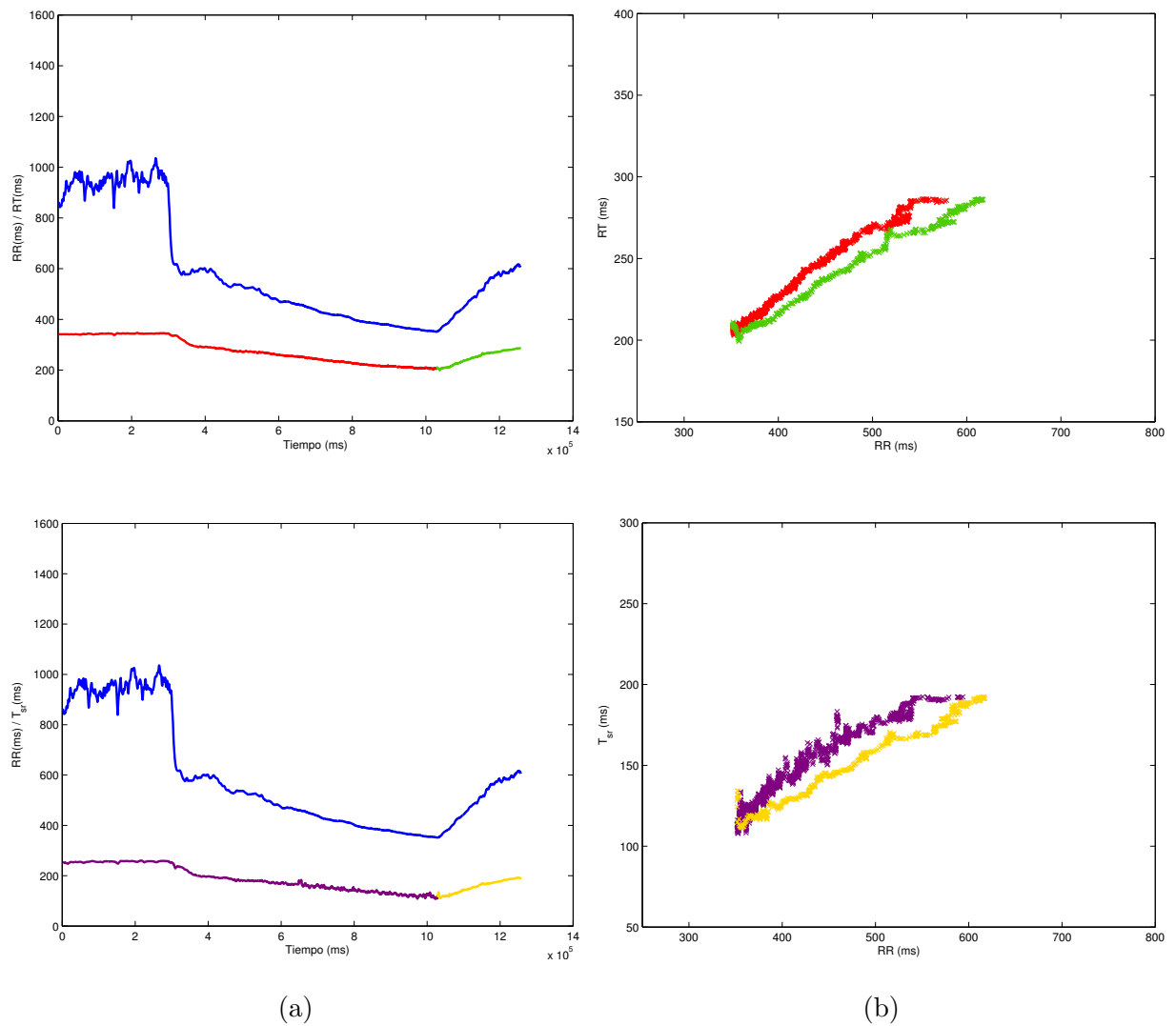


Figura A.22: Sujeto 22. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Sujeto 23

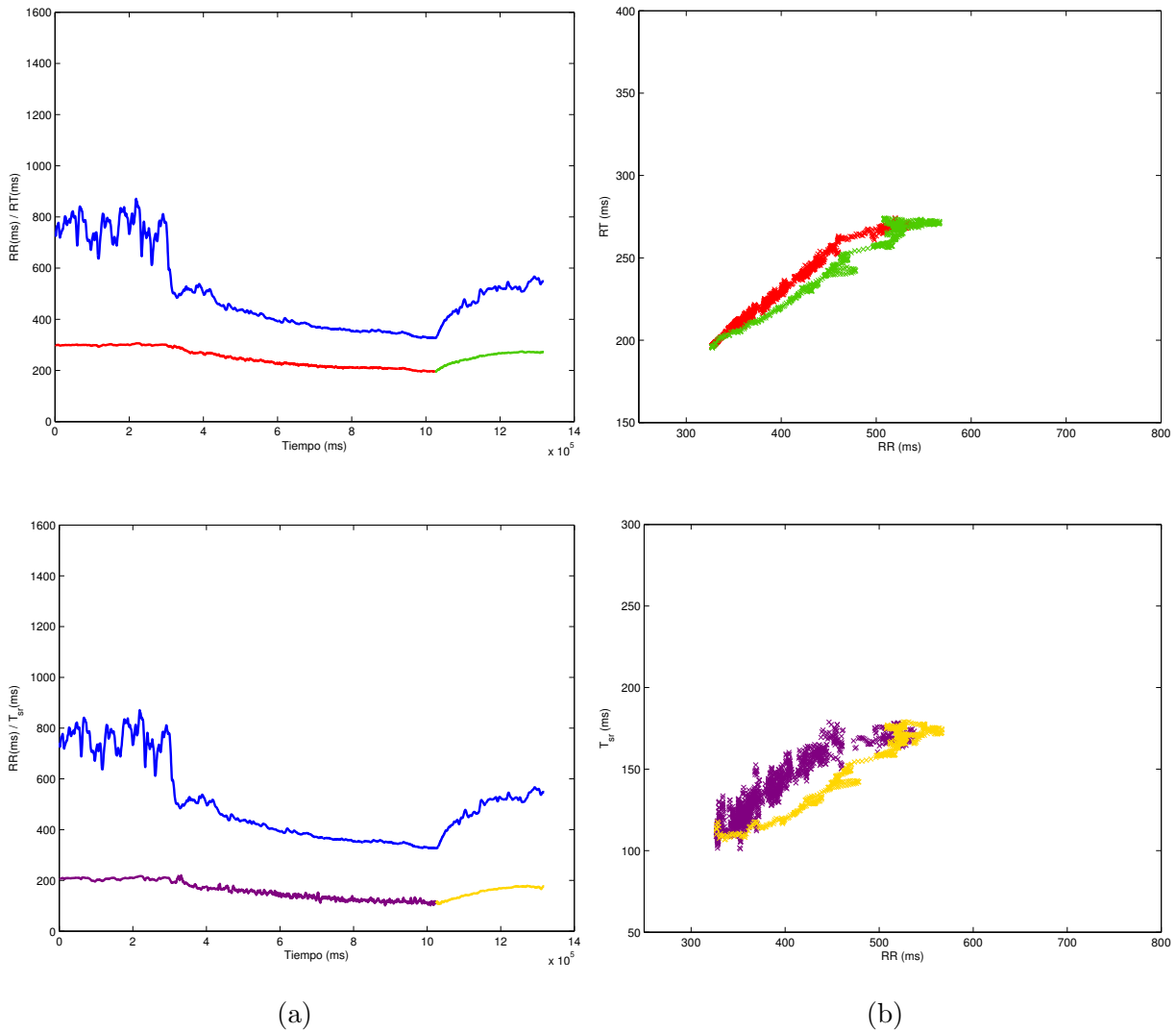


Figura A.23: Sujeto 23. (a) Evolución temporal del ritmo cardiaco y de los índices de repolarización RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo) frente al tiempo. (b) Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco, RT (rojo y verde) y T_{sr} (morado y amarillo).

Anexo B

Caracterización de datos mediante regresión no lineal

En este anexo se presentan los resultados obtenidos usando un modelo de regresión elíptica sobre los índices de repolarización ventricular respecto del ritmo cardiaco. En primer lugar, se muestran las tablas de resultados de la población de estudio para los dos índices estudiados. Posteriormente, para visualizar los mismos, se muestran las gráficas asociadas a la regresión dividiendo al igual que se ha hecho en el anterior anexo:

- Deportistas de alto nivel de entrenamiento.
- Deportistas de bajo nivel de entrenamiento.

| CONDICIÓN FÍSICA | SUJETO | ÁREA ELIPSE ($1 \cdot 10^4$) ms^2 | EJE MAYOR ($2 \cdot a$) ms | EJE MENOR ($2 \cdot b$) ms |
|------------------|--------|--|---------------------------------|---------------------------------|
| Alto nivel | 1 | 0.9766 | 259.2471 | 47.9641 |
| | 3 | 1.1304 | 329.1592 | 43.7247 |
| | 6 | 1.0213 | 298.7127 | 43.5339 |
| | 7 | 0.4788 | 223.8444 | 27.2338 |
| | 9 | 0.6667 | 273.2721 | 31.0650 |
| | 11 | 1.0376 | 349.8713 | 37.7605 |
| | 12 | 0.3888 | 220.9680 | 22.4012 |
| | 13 | 0.6525 | 192.7144 | 43.1088 |
| | 14 | 0.9756 | 248.7818 | 49.9316 |
| | 17 | 0.5949 | 210.2204 | 36.0310 |
| | 18 | 0.6639 | 240.7982 | 35.1022 |
| | 19 | 0.4855 | 191.3780 | 32.3007 |
| Bajo nivel | 2 | 0.31442 | 186.6125 | 21.4524 |
| | 4 | 0.37895 | 228.7544 | 21.0921 |
| | 5 | 0.50595 | 299.9682 | 34.8767 |
| | 8 | 1.1023 | 324.3170 | 43.2762 |
| | 10 | 0.82168 | 206.5646 | 31.1860 |
| | 15 | 0.69621 | 254.0578 | 34.8912 |
| | 16 | 0.71640 | 325.3453 | 28.0364 |
| | 20 | 0.82762 | 264.8264 | 39.7905 |
| | 21 | 0.67290 | 269.0664 | 31.8423 |
| | 22 | 0.44797 | 249.9074 | 22.8232 |
| | 23 | 0.40537 | 205.8244 | 25.0764 |

Tabla B.1: Resultados numéricos por sujeto del análisis de regresión elíptica para el índice de repolarización RT.

| | Alto nivel | Bajo nivel | p-valor |
|---------------------------------------|------------------------|------------------------|---------------|
| Área elipse ($1 \cdot 10^4$ ms^2) | 6.6530 ± 2.3152 | 6.7290 ± 1.6696 | 0.3722 |
| Eje mayor (ms) | 244.7900 ± 31.5259 | 254.0578 ± 45.9104 | 0.8777 |
| Eje menor (ms) | 36.8957 ± 6.4256 | 31.1860 ± 6.1096 | 0.0455 |

Tabla B.2: Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización RT.

| CONDICIÓN FÍSICA | SUJETO | ÁREA ELIPSE ($1 \cdot 10^4$) ms^2 | EJE MAYOR ($2 \cdot a$) ms | EJE MENOR ($2 \cdot b$) ms |
|------------------|--------|--|---------------------------------|---------------------------------|
| Alto nivel | 1 | 2.0872 | 247.3240 | 107.4509 |
| | 3 | 1.0525 | 322.8909 | 41.5035 |
| | 6 | 1.0938 | 305.1365 | 45.6423 |
| | 7 | 0.5294 | 217.1821 | 31.0359 |
| | 9 | 1.1207 | 253.1324 | 56.3689 |
| | 11 | 1.2704 | 348.4141 | 46.4237 |
| | 12 | 0.6703 | 227.4752 | 37.5195 |
| | 13 | 1.4064 | 202.1998 | 88.5583 |
| | 14 | 1.4272 | 264.6958 | 68.6518 |
| | 17 | 1.0033 | 259.2710 | 49.2690 |
| | 18 | 0.9224 | 226.6348 | 51.8185 |
| Bajo nivel | 19 | 0.9432 | 246.3306 | 48.7544 |
| | 2 | 0.4639 | 187.7626 | 31.4605 |
| | 4 | 0.8932 | 236.1692 | 48.1528 |
| | 5 | 1.1757 | 239.9401 | 62.3860 |
| | 8 | 1.5191 | 351.2049 | 55.0740 |
| | 10 | 1.0716 | 295.6063 | 46.1564 |
| | 15 | 0.8572 | 255.1119 | 42.7819 |
| | 16 | 0.7989 | 311.9329 | 32.6087 |
| | 20 | 0.7771 | 243.3013 | 40.6663 |
| | 21 | 0.7558 | 278.7416 | 34.5245 |
| | 22 | 0.6135 | 229.8128 | 33.9907 |
| | 23 | 0.5401 | 202.2152 | 34.0101 |

Tabla B.3: Resultados numéricos por sujeto del análisis de regresión elíptica para el índice de repolarización T_{sr} .

| | Alto nivel | Bajo nivel | p-valor |
|---------------------------------------|------------------------|------------------------|---------|
| Área elipse ($1 \cdot 10^4$ ms^2) | 10.7321 ± 1.7400 | 7.9891 ± 1.8537 | 0.0794 |
| Eje mayor (ms) | 250.2282 ± 23.1733 | 243.3013 ± 35.4403 | 0.9264 |
| Eje menor (ms) | 49.0117 ± 7.4327 | 40.6663 ± 6.6756 | 0.0694 |

Tabla B.4: Mediana y desviación mediana absoluta de los parámetros y p-valor asociado al Test de Wilcoxon utilizando el índice de repolarización T_{sr} .

B.1. Deportistas de alto nivel de entrenamiento

Sujeto 1

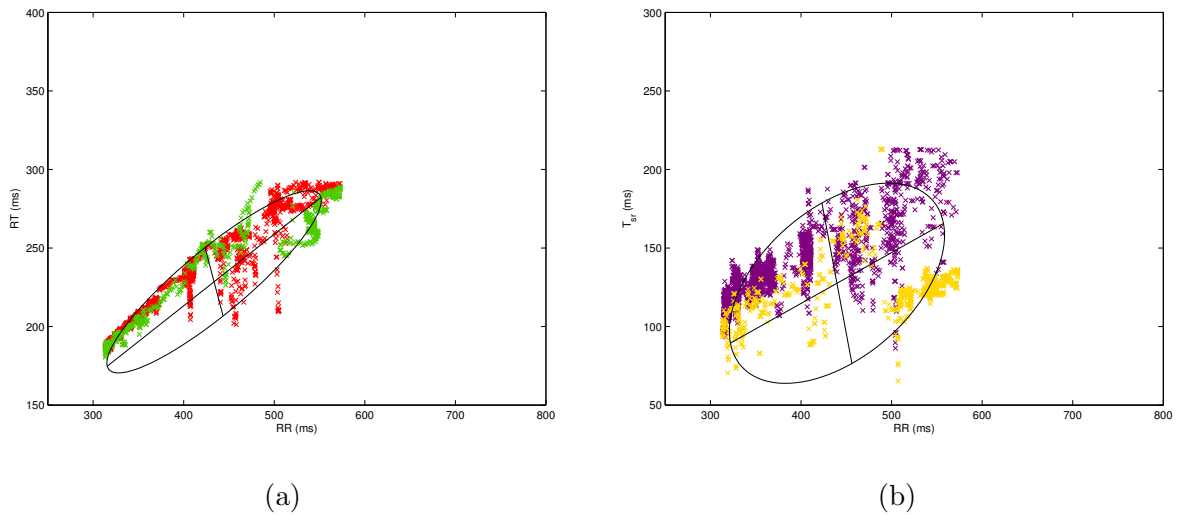


Figura B.1: Sujeto 1. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 3

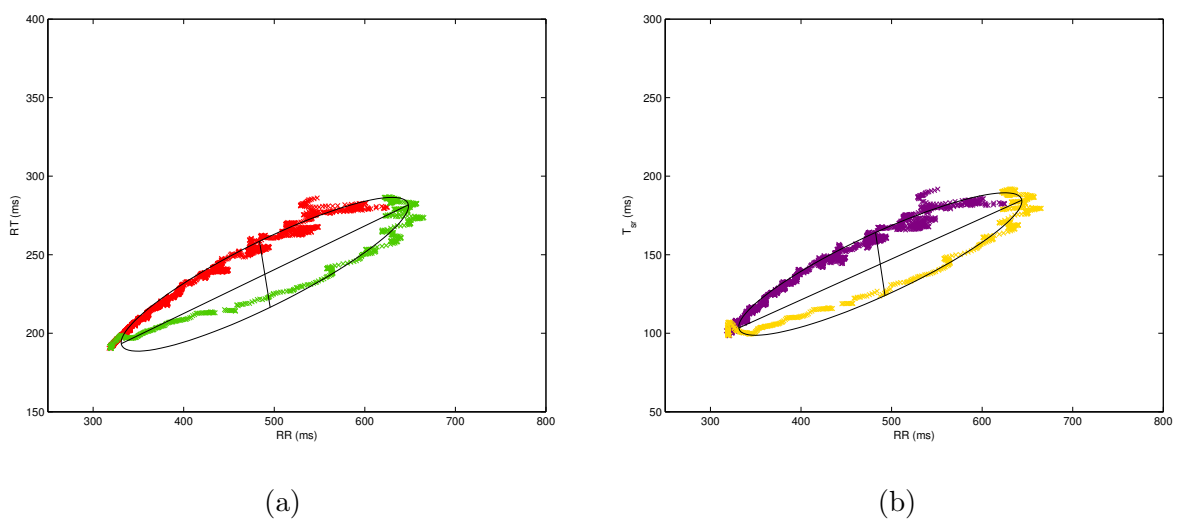


Figura B.2: Sujeto 3. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 6

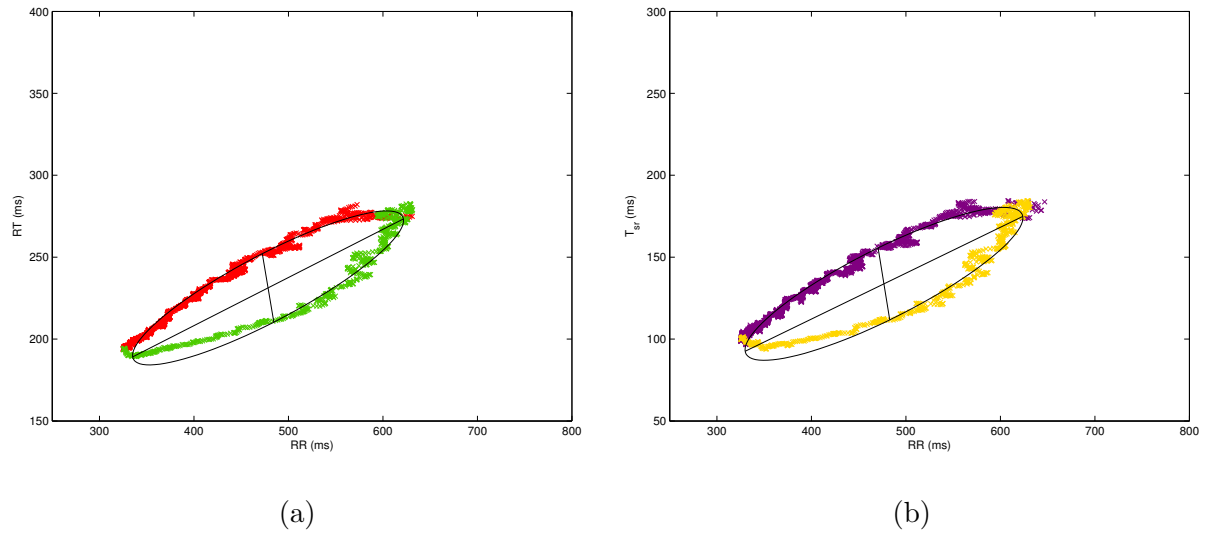


Figura B.3: Sujeto 6. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 7

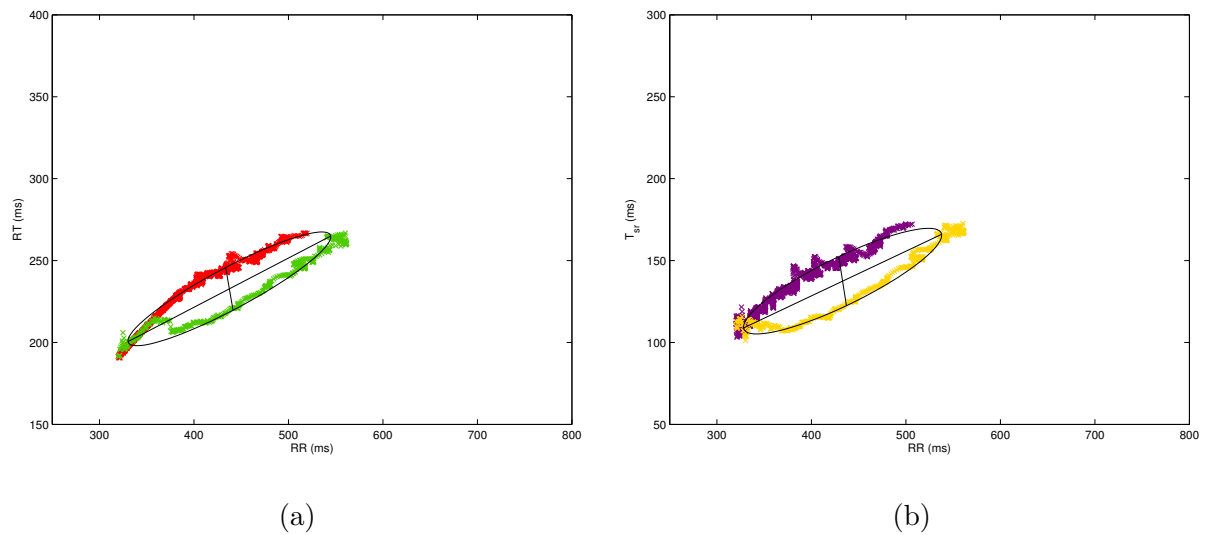


Figura B.4: Sujeto 7. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 9

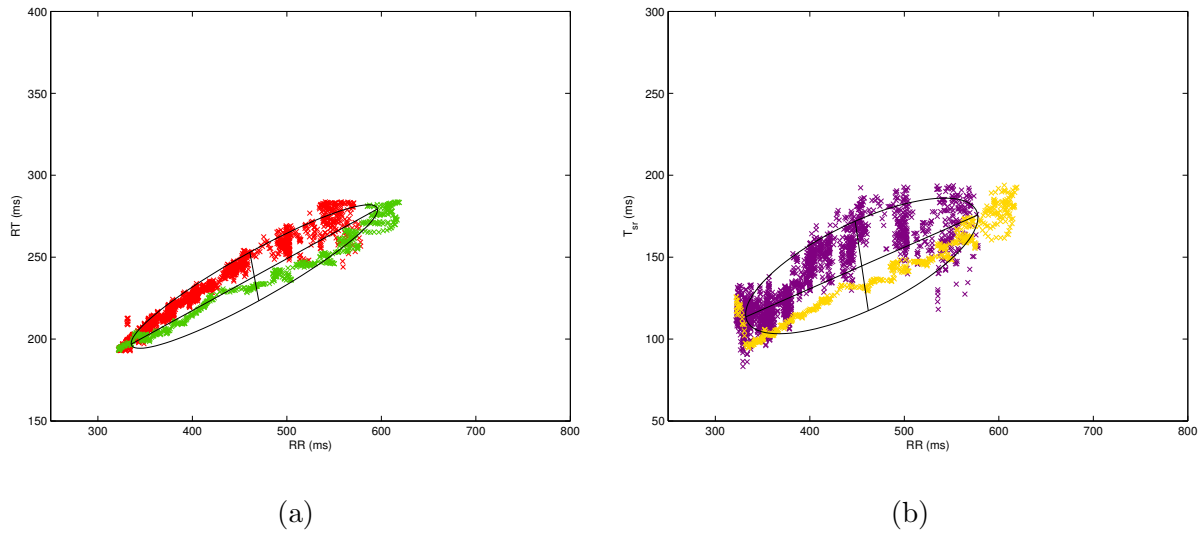


Figura B.5: Sujeto 9. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 11

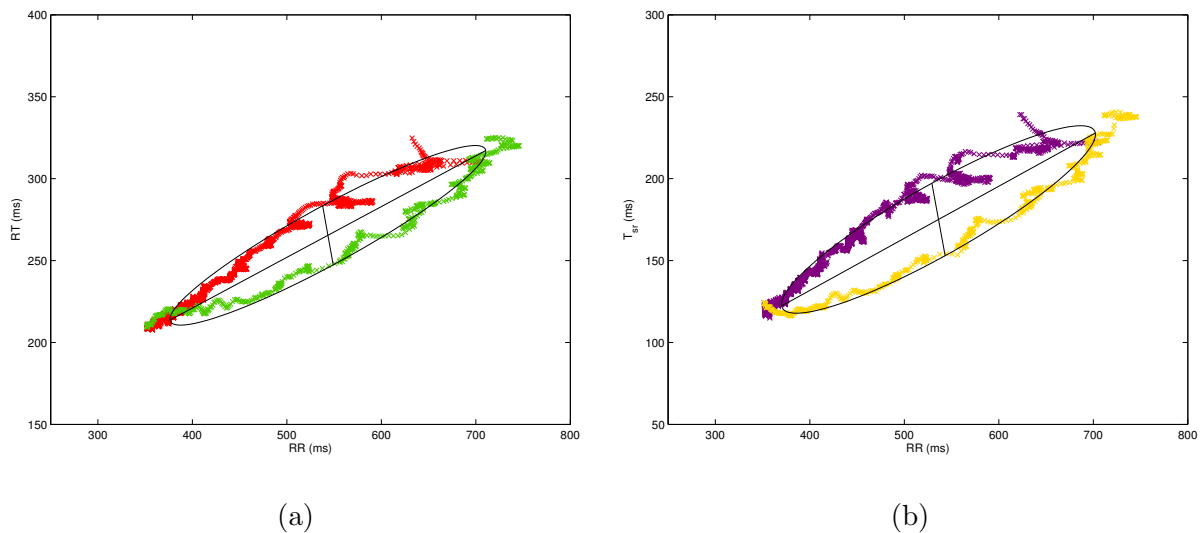


Figura B.6: Sujeto 11. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 12

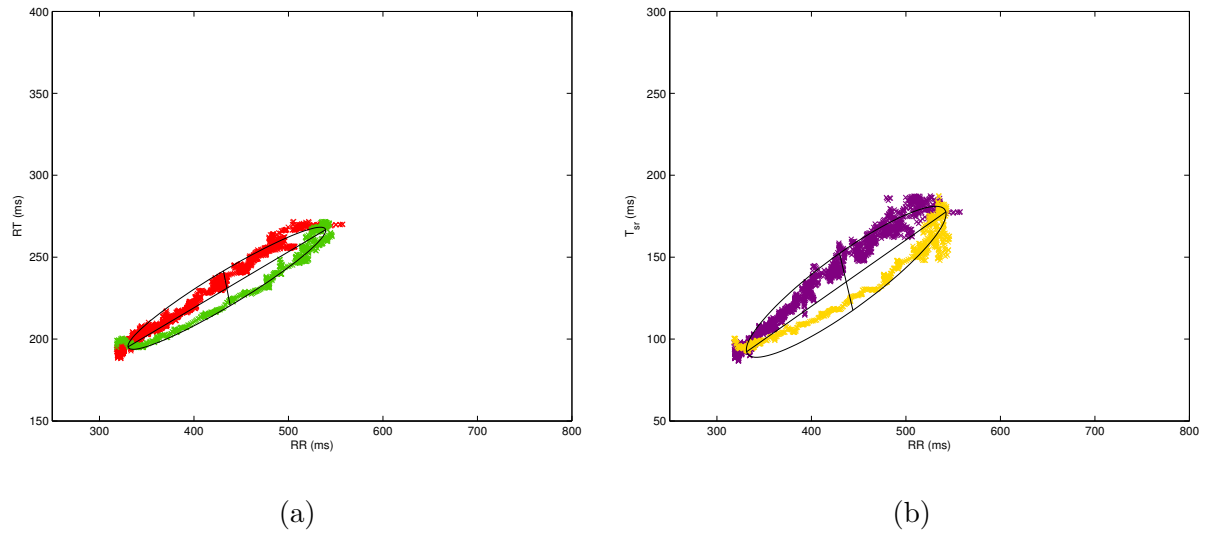


Figura B.7: Sujeto 12. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 13

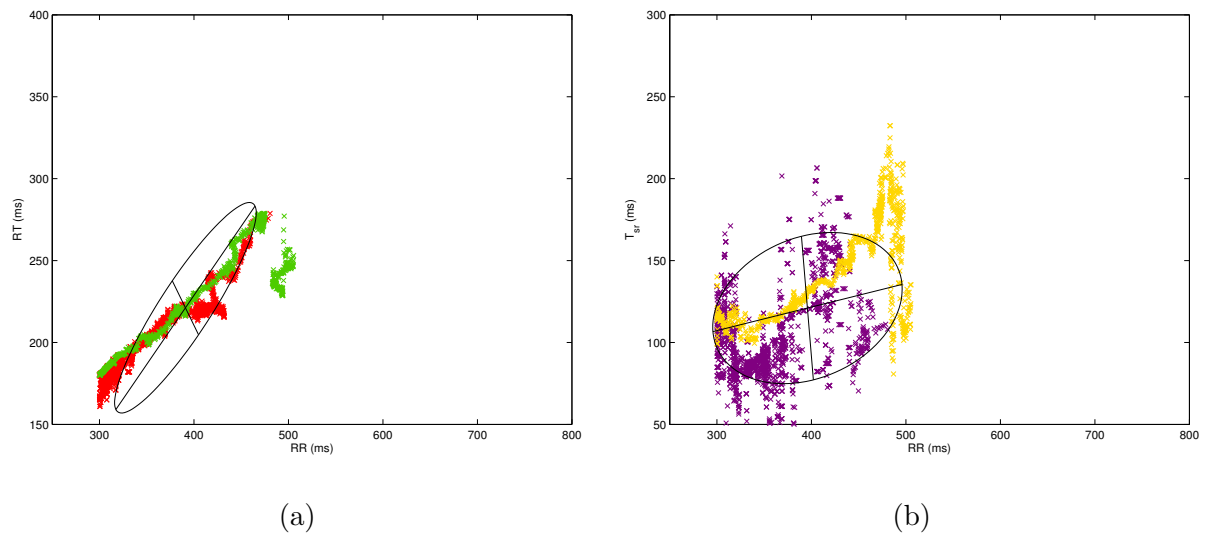


Figura B.8: Sujeto 13. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 14

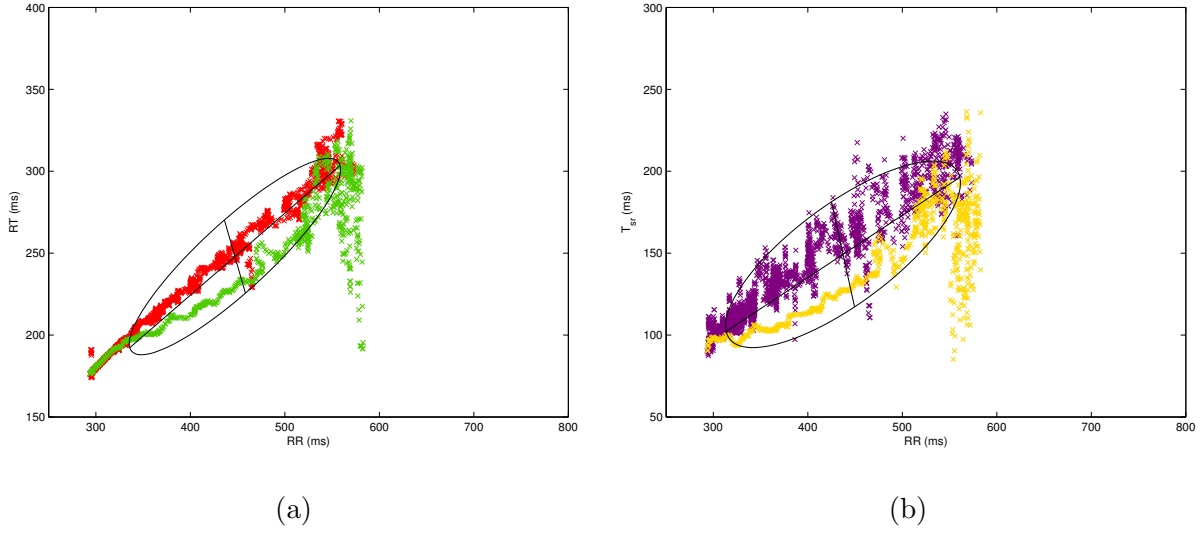


Figura B.9: Sujeto 13. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 17

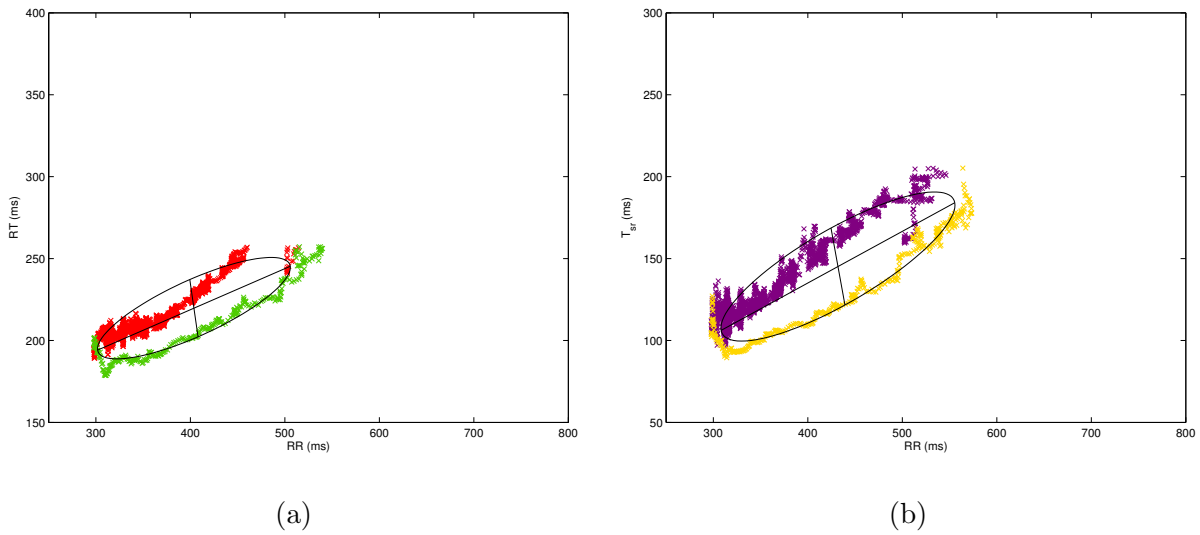


Figura B.10: Sujeto 17. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 18

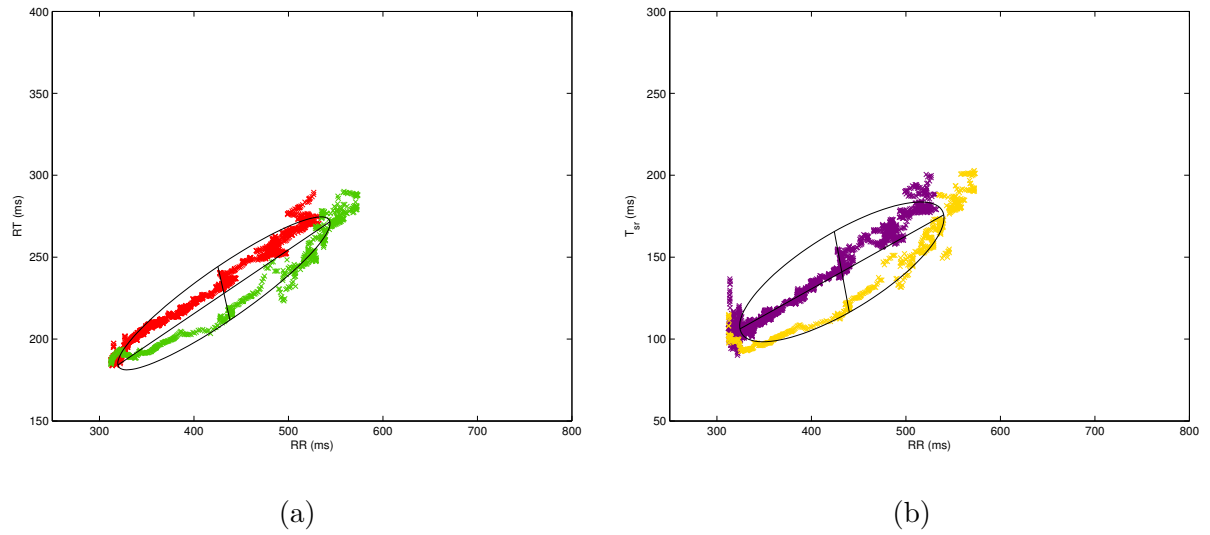


Figura B.11: Sujeto 18. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 19

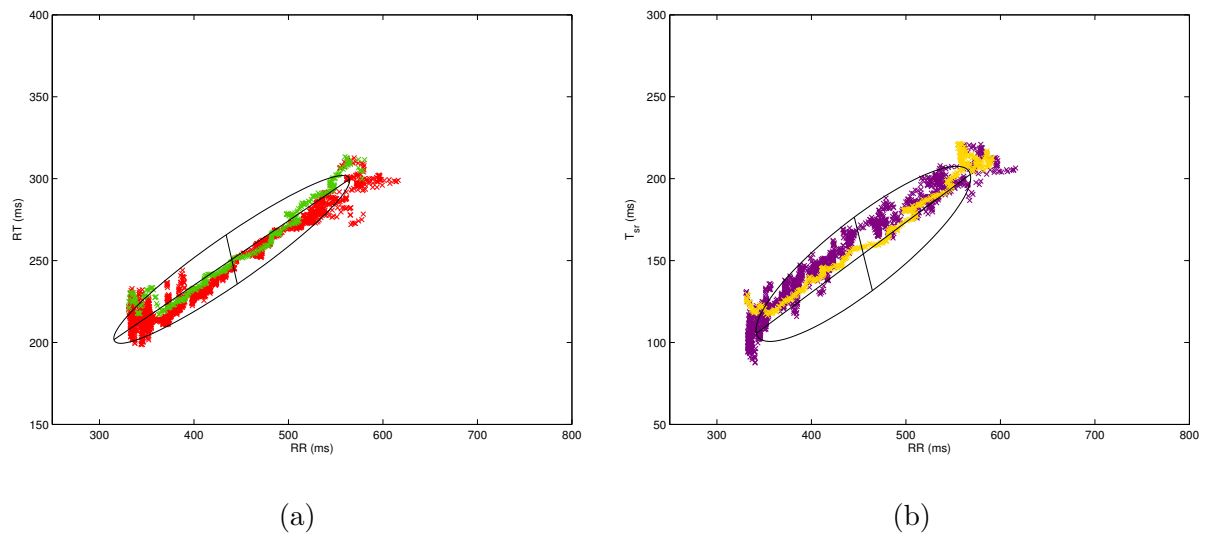


Figura B.12: Sujeto 19. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

B.2. Deportistas de bajo nivel de entrenamiento

Sujeto 2

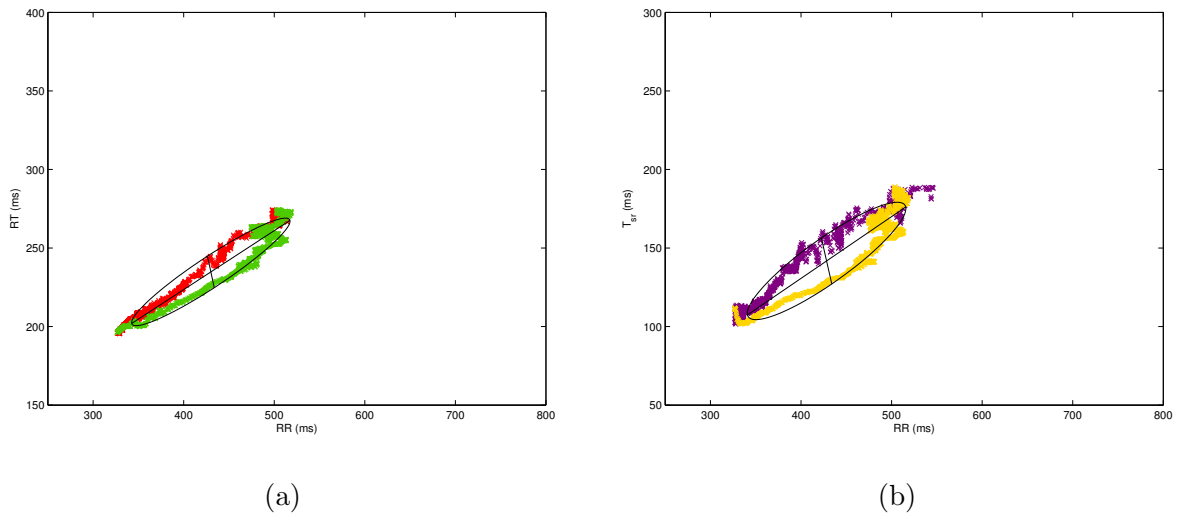


Figura B.13: Sujeto 2. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardíaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 4

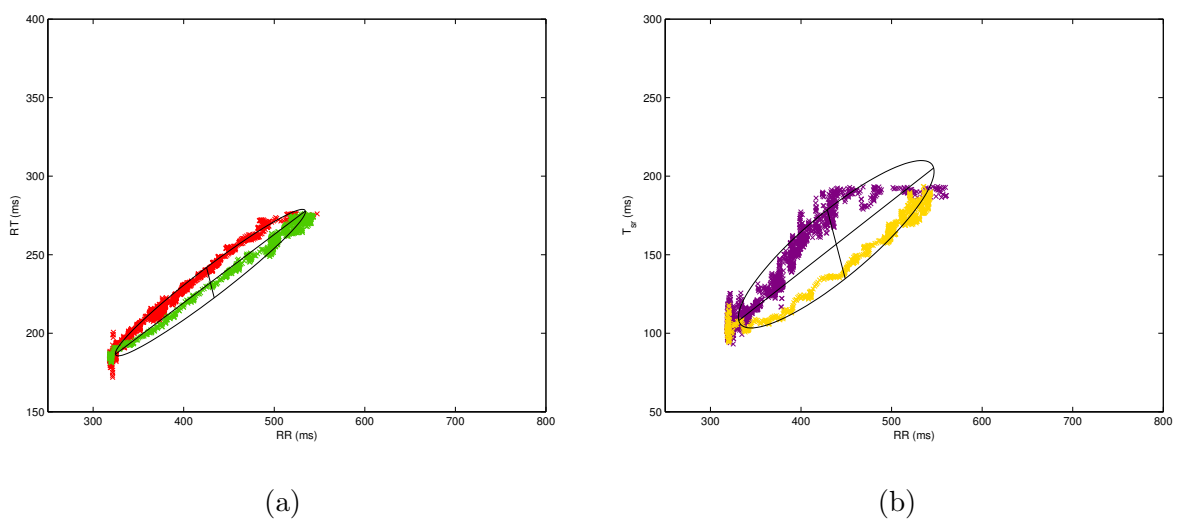


Figura B.14: Sujeto 4. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardíaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 5

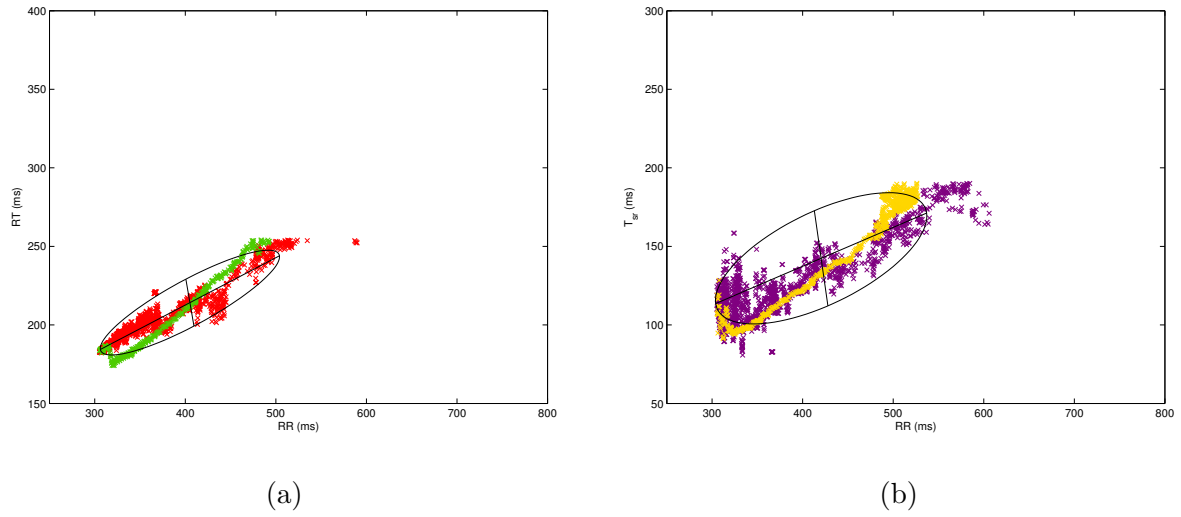


Figura B.15: Sujeto 5. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 8

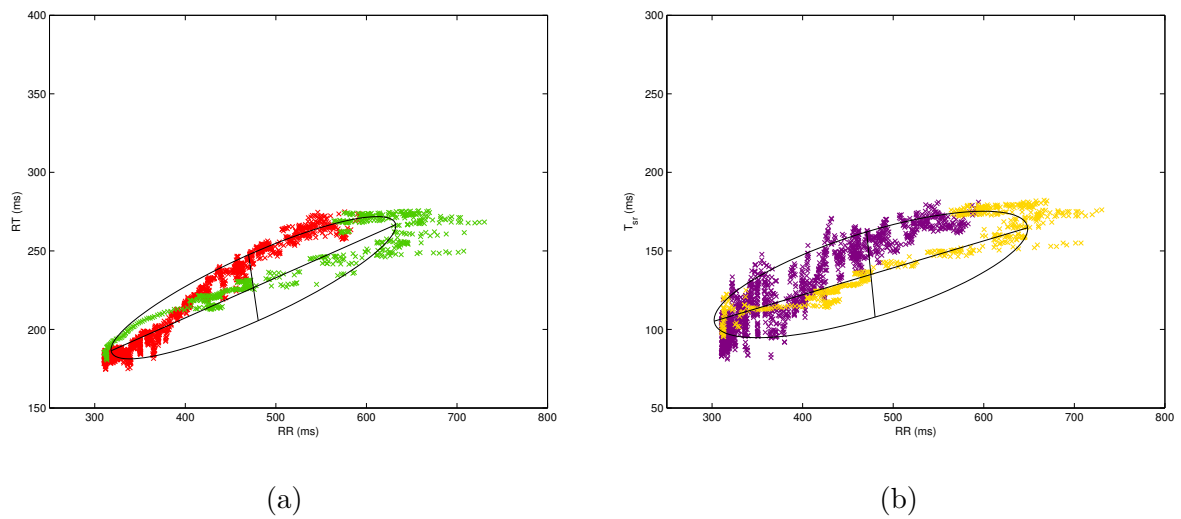


Figura B.16: Sujeto 8. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 10

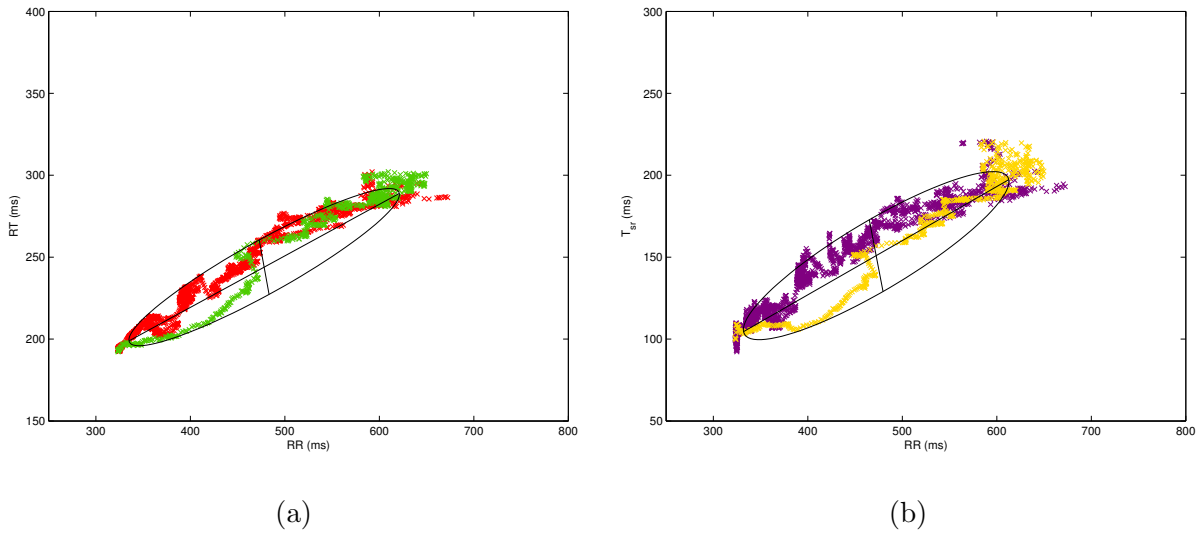


Figura B.17: Sujeto 10. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 15

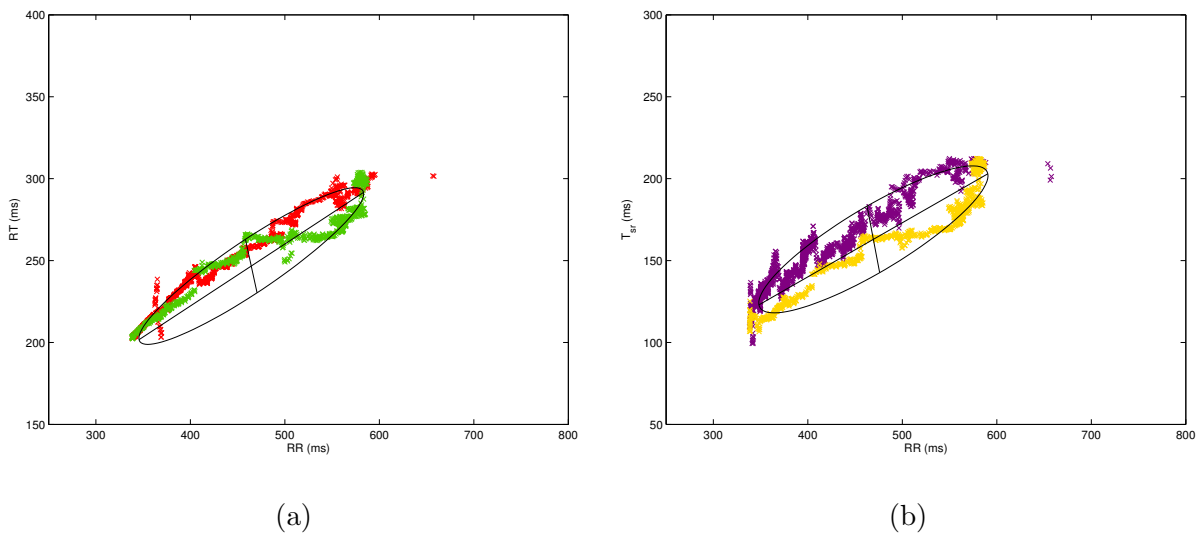


Figura B.18: Sujeto 15. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 16

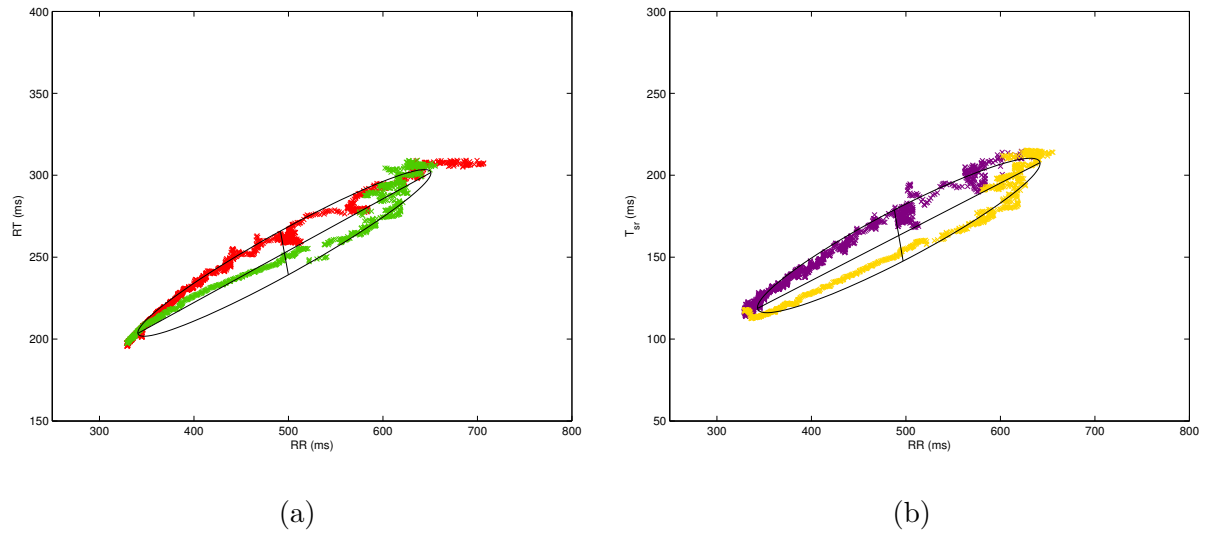


Figura B.19: Sujeto 16. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 20

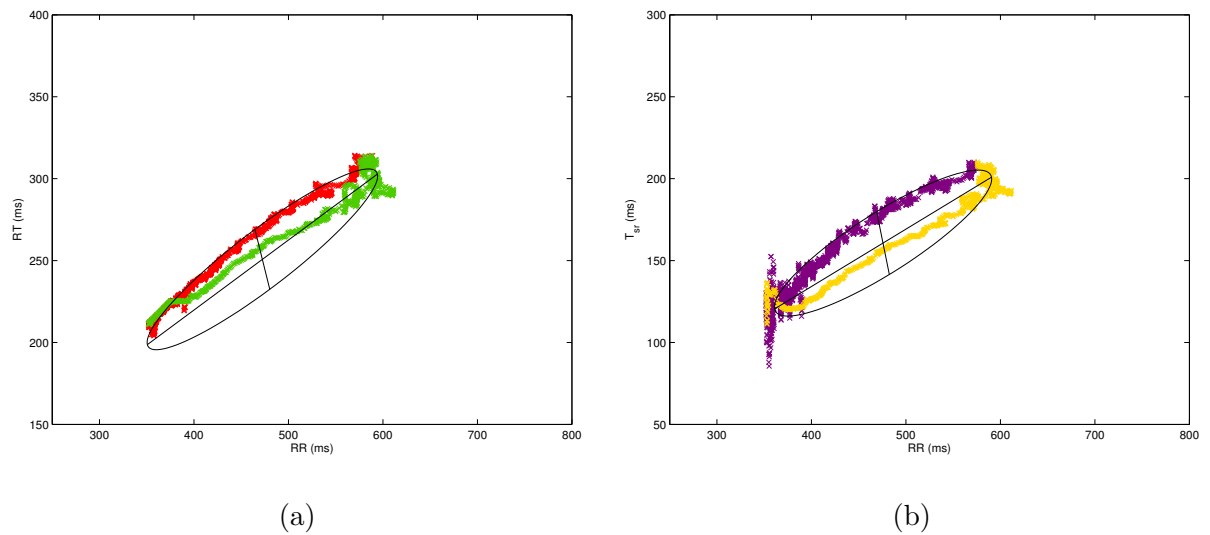


Figura B.20: Sujeto 20. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 21

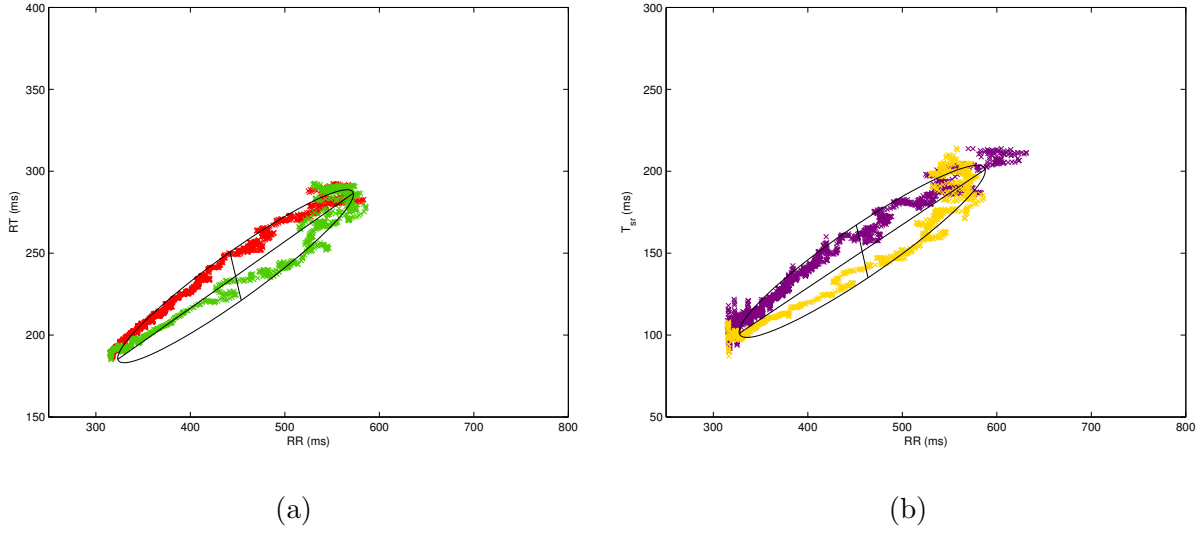


Figura B.21: Sujeto 21. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 22

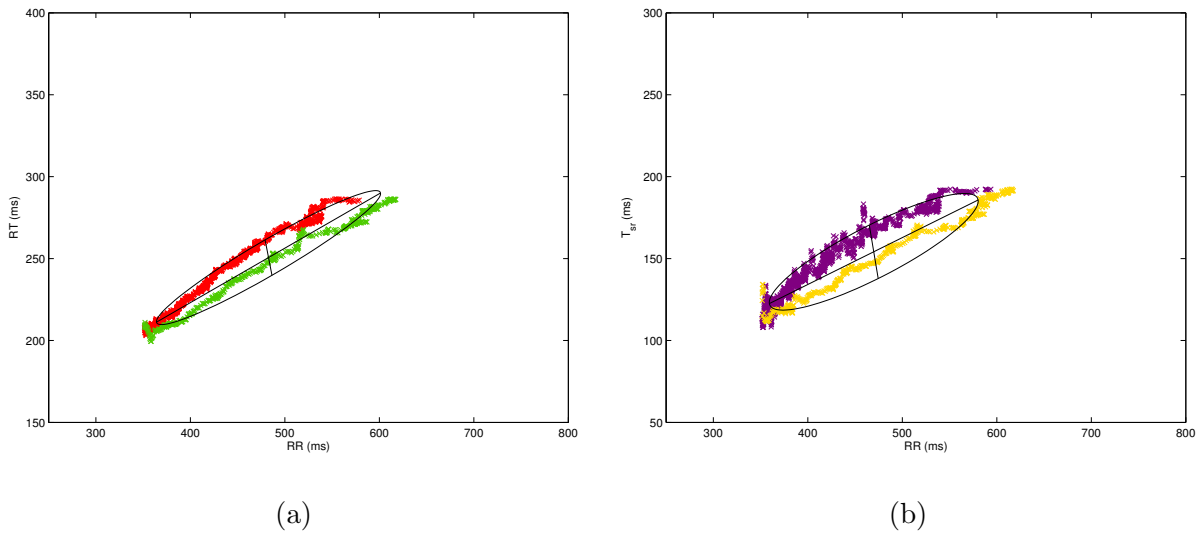


Figura B.22: Sujeto 22. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

Sujeto 23

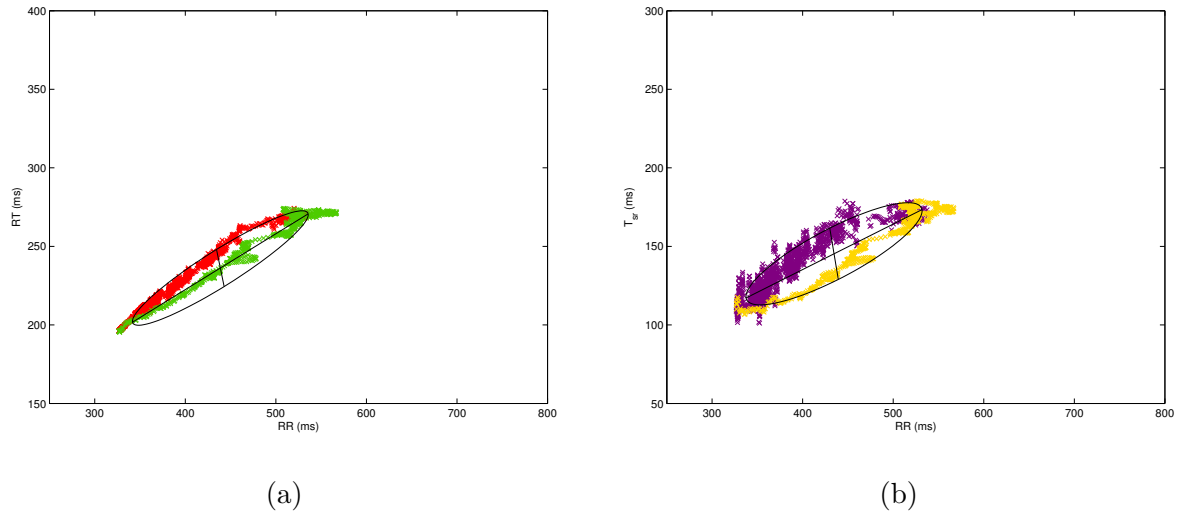


Figura B.23: Sujeto 23. Adaptación de la repolarización ventricular en respuesta a cambios en el ritmo cardiaco junto con su regresión elíptica: RT (a) y T_{sr} (b).

